



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Facultad de Odontología

Máster Oficial en Ciencias Odontológicas

**TRABAJO DE FIN DE MÁSTER
EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

Silvina Coto Coiradas

2011

**PROTOCOLO PARA EL ESTUDIO
CLÍNICO EXPERIMENTAL DEL
DESGASTE DE DIENTES DE
COMPOSITE NANOHÍBRIDO (NHC)**

**Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)**

EQUIPO INVESTIGADOR

Prof. Dr. Jaime del Río Highsmith

Silvina Coto Coiradas

SEPTIEMBRE 2011

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. DESGASTE	15
2. JUSTIFICACIÓN	18
3. OBJETIVOS	20
4. MATERIAL Y MÉTODO	21
4.1. MÉTODO	21
4.1.1. DESGASTE DE LAS MUESTRAS	21
4.1.1.a. MUESTRAS DESGASTADAS IN VITRO	21
4.1.1.b. MUESTRAS DESGASTADAS IN VIVO	24
4.1.2. MÉTODOS DE MEDICIÓN	25
4.1.3. MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE DESGASTE ESCOGIDOS	32
4.1.3.a. MÉTODO DE EVALUACIÓN MACROSCÓPICO	34
4.1.3.b. MÉTODO DE EVALUACIÓN MICROSCÓPICO	39
4.2. MATERIAL	44
4.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN	44

4.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	45
4.2.3. SECUENCIA CLÍNICA	45
5. RESULTADOS	49
6. DISCUSIÓN	51
7. CONCLUSIONES	56
8. ANEXOS	57
8.1. FOTOGRAFÍAS DE LOS PERFILES	57
8.2. TABLA DE DATOS	138
8.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	140
8.4. MODELO DE HISTORIA CLÍNICA	153
8.5. CONSENTIMIENTO INFORMADO	157
8.6. INDICACIONES CUIDADO DE PRÓTESIS	160
8.7. COMPOSICIÓN DIENTES VIVODENT PE Y ORTHOTYP PE	163
8.8. COMPOSICIÓN DIENTES PHONARES	166
8.9. FOTOGRAFÍAS DE SECUENCIA CLÍNICA	167
9. BIBLIOGRAFÍA	170

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad podemos encontrar en el mercado una gran variedad de materiales, en lo que se refiere a la elaboración de dientes preformados para la confección de prótesis.

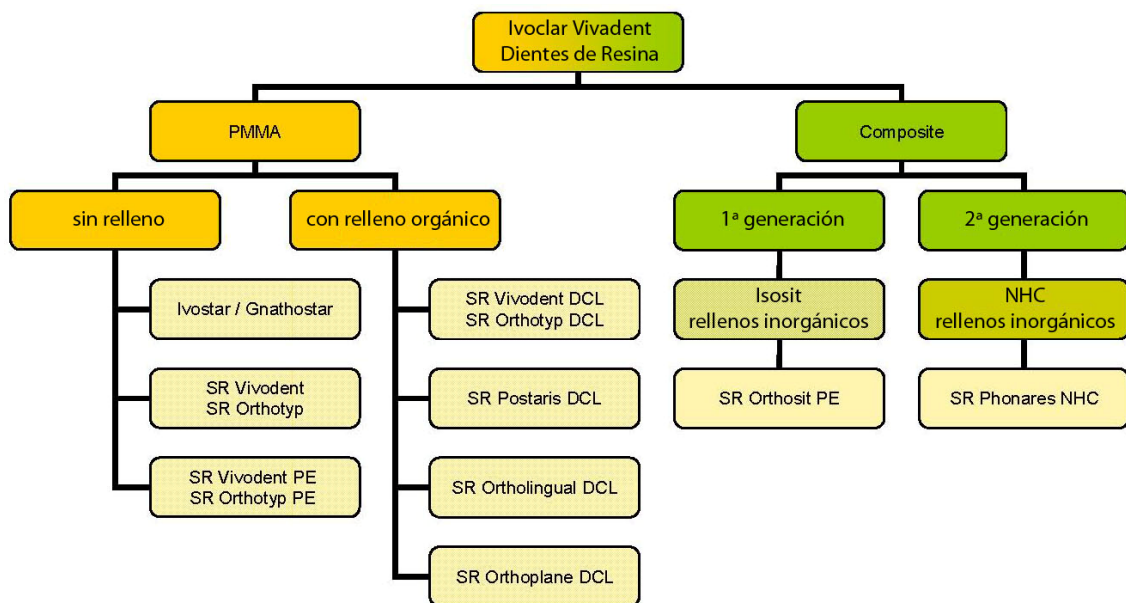
Desde la antigüedad se han utilizado infinidad de materiales que pudiesen cumplir los requisitos de estética, resistencia al desgaste y longevidad. La tendencia es cambiante en materiales dentales.

Existen diferentes posibilidades a la hora de elegir dientes artificiales para la confección de prótesis dentales: resinas (acrílicas y composites), porcelana y en el caso del sector posterior también podrían colocarse dientes de metal. En prótesis removible los dientes de resina son los que se utilizan frecuentemente.^{38,50} Los dientes de resina acrílica presentan algunas ventajas sobre los dientes de porcelana como menos brillo y adhesión química a la base (ya que esta es de resina) siendo la adhesión entre la porcelana y la resina de la base solo macroscópica. Por otro lado, en la resina el ajuste oclusal y posterior pulido superficial son más sencillos, es menor el peso, la apariencia más natural y genera menos ruido al ocluir los dientes.^{17,30}

La principal limitación que presentan los dientes de resina es su baja resistencia al desgaste por abrasión. Los dientes de resina no resisten los hábitos parafuncionales, y algunas veces es difícil mantener la dimensión vertical correcta.

Con el objetivo de mejorar la resistencia a la abrasión, se han desarrollado dientes artificiales de acrílico con propiedades mecánicas mejoradas como los dientes con redes poliméricas interconectadas (IPN), otros con uniones dobles cruzadas entre los polímeros (DCL), otros con la adición de agentes inorgánicos en su composición y

dientes de resinas de composite con rellenos inorgánicos; todos ellos con la finalidad de evitar el desgaste excesivo.³⁰



Esquema de tipos de dientes de resina de Ivoclar Vivadent

La resina acrílica fue en los comienzos la más popular frente a los dientes de porcelana, debido a la tendencia de los dientes de porcelana a fisurarse y fracturarse, y a la complicación de su compostura.

La facilidad en la modificación por parte del clínico de los dientes de resina, su unión química a la base, posibilidades de caracterización y su coste reducido son ventajas que condicionaron su utilización y permitieron abrir el campo de investigación hacia distintos materiales resinosos mejorados.²⁰ Actualmente para mejorar estas propiedades de las resinas, los dientes se elaboran con resinas trenzadas más resistentes.

La resistencia al desgaste del acrílico y el composite han sido el foco de atención de varios investigadores.^{4,51} Muchos fabricantes han desarrollado materiales de resina para

aumentar la resistencia al desgaste aumentando el grado de trenzado entre los polímeros y utilizando polímeros especiales.³⁴

Algunos ejemplos comerciales de los mismos serían resinas con matrices multipoliméricas (MPM) (Premium; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany), red polimérica interconectada (IPN) (Trubyte IPN; Dentsply Intl, York, Pa); y uniones dobles cruzadas (DCL) (SR Postaris DCL; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Aunque se han realizado estudios in vivo e in vitro para determinar en que grado se ha mejorado la resistencia al desgaste, aún no está claro cuanto se ha mejorado.^{4,51}

Pero este mayor grado de trenzado reduce la unión a las bases y aumenta la solubilidad en el medio bucal por la aparición de monómeros líquidos.

Esto ha llevado a los fabricantes a incorporar rellenos de diversos tamaños de partículas con la finalidad de aumentar la resistencia a la abrasión y por consiguiente disminuir su tendencia al desgaste.⁸

Existen otros enfoques en la búsqueda de optimizar las propiedades mecánicas de los dientes de resinas. La adición de rellenos inorgánicos a la matriz polimérica en dientes de resina como los Vitapan (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) y SR Orthosit PE (Ivoclar Vivadent AG) son dos ejemplos de dientes artificiales que contienen rellenos de sílice amorfo para mejorar las propiedades mecánicas y sobretodo la resistencia al desgaste. En algunos estudios este relleno inorgánico demuestra un incremento de la resistencia a la abrasión,^{16,27,47} pero también en otros estudios encontramos reportes contradictorios.^{16,46} Se han desarrollado recientemente polímeros para dientes artificiales con el objeto de mejorar las propiedades mecánicas debido a la

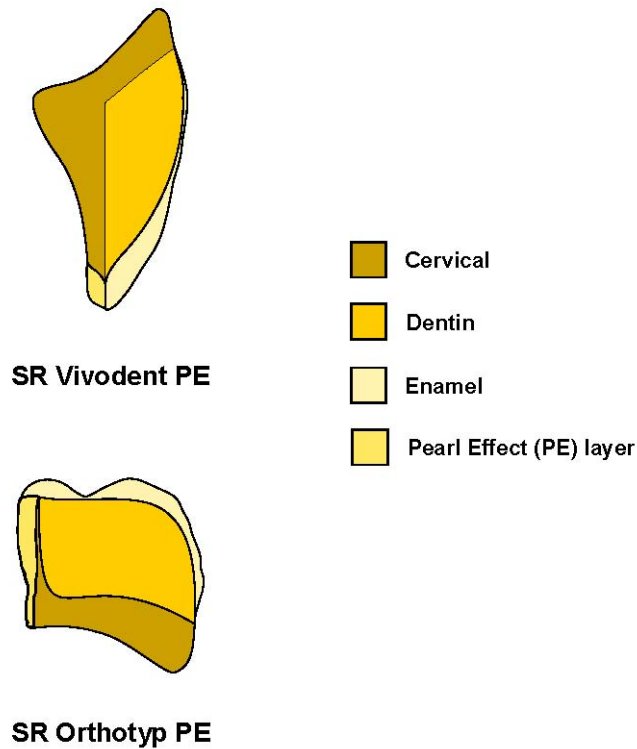
modificación de sus componentes inorgánicos, orgánicos y sus interfaces. También ya están disponibles los dientes de composite, en especial los de nanocomposite como NC Veracia Posterior (Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany) y e-Ha (Heraeus Kulzer mbH).³⁴

En este estudio se utilizarán dientes de composite nanohíbrido Phonares (en adelante NHC), comparándolos con dientes convencionales (dientes SR Vivodent PE / SR Orthotyp PE); ambos de la casa Ivoclar Vivadent.

La incorporación de partículas pequeñas, no solo aumentaría la resistencia al desgaste sino que permitiría un pulido similar al esmalte y se evitaría la decoloración interna típica de la hidratación del composite en la cavidad bucal.⁴⁸

Los dientes de resina convencionales utilizados para comparar con los nuevos dientes NHC a utilizar en este estudio están compuestos de capas de materiales prácticamente idénticos: cuatro capas (esmalte labial, dentina, esmalte palatino y cervical). Solo se diferencia la capa superficial de esmalte translúcida que tiene una estructura similar al vinilo.

La matriz de PMMA está compuesta por polímeros lineales sin uniones cruzadas mezclados con monómeros, dimetilmetacrilato mezclado con metacrilatos, constituyendo etilenglicoldimetilmetacrilato. (ver Anexo 7)



Esquema de capas de los dientes Vivodent PE y Orthotyp PE

No sólo es importante tener en cuenta la funcionalidad de la prótesis sino también su estética, buscando siempre la aprobación por parte del paciente y su total conformidad con el tratamiento. Por ello es importante personalizar los montajes, efectuando una adecuada selección de los dientes artificiales. La elección del color es fundamental, pero no lo es menos su estabilidad en el tiempo. Los dientes de acrílico, al no tener una superficie con un pulido similar al esmalte, pueden experimentar cambios de coloración a lo largo del tiempo debido a la hidratación propia de las resinas en el medio bucal. Esto puede producir un fracaso en el tratamiento y rechazo de las prótesis por parte del paciente. La incorporación en el mercado de dientes NHC, pareciera que podría solventar dicho problema, ya que el tamaño de sus partículas proporciona un pulido excelente, evitando así las tinciones superficiales.^{6,41}

La composición de las resinas de composites dentales ha evolucionado significativamente desde que fue introducida en la odontología hace mas de 50 años.¹⁸

La ADA (Asociación Dental Americana) define al composite como cualquier material restaurador dental compuesto por dos o más partes separadas.²

Las composites originalmente se habían diseñado para reemplazar a los cementos de silicato y las resinas sin relleno, sin pensar en la posibilidad de utilizarlo en la restauración de los sectores posteriores y mucho menos para la confección de dientes artificiales para prótesis.

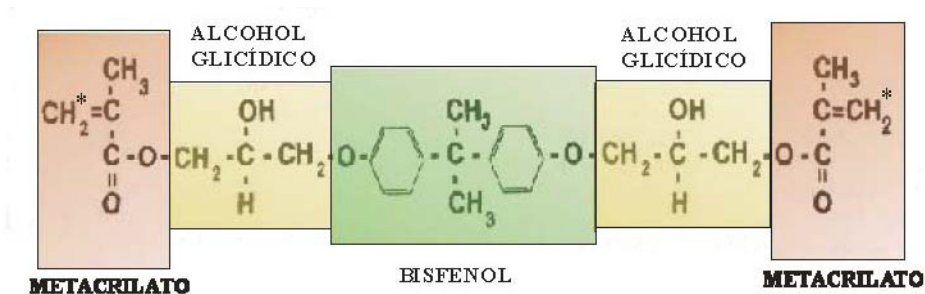
La obtención de materiales con propiedades físicas y químicas optimizadas hace a las resinas de composite uno de los materiales más ampliamente utilizados por el odontólogo general y restaurador.

El desarrollo tecnológico y la investigación han permitido extender el uso de los composites más allá de simples restauraciones incluso reformulando las técnicas de restauración de prótesis.

Básicamente, los composites dentales están compuestos por polímeros sintéticos, rellenos inorgánicos y agentes como silano que permiten el acoplamiento entre los rellenos reforzados y la matriz polimérica. También lo componen iniciadores y activadores que promuevan la polimerización (con luz o química) de la matriz para formar una red de polímeros de forma reticulada.⁷

Los tres componentes principales (matriz orgánica, rellenos y silano) pueden modificarse de tal forma que permiten el desarrollo de diferentes materiales, en lo referente a sus propiedades y usos clínicos.

La base monomérica más utilizada en el comercio dental es el Bisfenol-glicidil-metacrilato (en adelante BIS-GMA), que en función de la viscosidad que se busque puede mezclarse con otros dimetacrilatos, como el Tri-etilen-glicol- dimetacrilato (en adelante TEGMA), Uretano de metacrilato (en adelante UDMA) u otros.¹⁸



Actualmente, en la investigación de los rellenos de composites, se maximiza el uso de partículas de relleno de escala nanométrica, sobre todo por su potencial para afectar directamente a la gran mayoría de las propiedades de los composites, incluyendo su resistencia al desgaste.³⁹

El prefijo NANO es utilizado para denotar la billonésima parte de una unidad o el multiplicar por un factor de 10^{-9} . Proviene del latín “nanus” que significa enano. La abreviatura del nanómetro es nm.¹³

Poder cuantificar el tamaño de estas partículas en nuestras referencias normales sería complejo ya que esta medida comúnmente se utiliza para medir la longitud de onda de la radiación ultravioleta, la luz, la radiación infrarroja y actualmente, para el desarrollo de la nanotecnología.

En la escala métrica, un nanómetro equivale a la milésima parte de un micrómetro ($0,001\ \mu\text{m}$) y a la millonésima parte de un milímetro ($1\text{nm}= 0,000001\ \text{mm}$).

La nanotecnología, también conocida como nanociencia o ingeniería molecular, se define como la creación de materiales funcionales y estructuras con dimensiones en un rango de $0,1\text{-}100\ \text{nm}$.⁴⁹

A lo largo de los años la composición de los composites ha evolucionado. Los composites con rellenos de nanopartículas y los nanohíbridos representan en este momento los composites con más desarrollo tecnológico.

Los composites se diferencian en su fórmula en función de la aplicación de los mismos.

En función del tamaño de dichas partículas se ha desarrollado la clasificación que actualmente utilizamos: macrorellenos, microrellenos, microhíbridos, nanorellenos, nanohíbridos.

Los nanohíbridos se han desarrollado para mejorar las propiedades de los microhíbridos, incorporando más nanopartículas y rellenos de resinas prepolimerizadas con nanopartículas.

La incorporación en las resinas de composites de pequeñas partículas es favorable para obtener buena resistencia al desgaste, mejoras en el pulido y la estética, pero en su

producción es dificultoso conseguir que dichas partículas no se aglomeren y que se logre una buena unión a la matriz de la resina.

Los nanorellenos pueden prepararse con diversas técnicas, como pirolisis, pirolisis en spray y procesos de cambio de estado sol-gel (Ormocers).

Si comparamos las propiedades de los composites de restauración y la capa de resina que simula el esmalte en los dientes artificiales de composite encontraremos diferencias.

La capa superficial de los dientes de composite contiene una cantidad relativamente menor de rellenos inorgánicos; por otro lado el tamaño de este relleno es menor.

Es sabido que en los composites de restauración la adición de rellenos inorgánicos no solo reduce el desgaste sino que también reduciría la contracción de polimerización, que no sería un problema en los dientes de resina. Por el contrario la adición de gran cantidad de rellenos en la capa superficial de los NHC induciría a un stress térmico y a una separación de las mismas, al intentar unir ambas capas (superficial e interna).³⁴ Por otro lado, la cantidad de contenido inorgánico de la capa superficial de los dientes de resinas convencionales y reforzados es despreciable comparado con los dientes de composite que en sus capas superficiales contienen rellenos desde el rango de 5.9 a 42.9% en masa.

En cuanto a la composición de los dientes de resinas y composites con estructura en capas, básicamente se busca una capa superficial con contenido de rellenos inorgánicos que permita mejor pulido, menos desgaste y aspecto estético; y capas internas con módulos elásticos similares a la dentina y que a su vez permitan unión a la resina de la base protética.

Como hemos mencionado, estas capas internas poseen estructuras reforzadas: dientes con redes poliméricas interconectadas (IPN), otros con uniones dobles cruzadas entre los polímeros (DCL), otros con la adición de agentes inorgánicos en su composición y dientes de resinas de composite con rellenos inorgánicos, que a su vez deben tener una cantidad de monómeros sueltos que permitan la unión a la base.

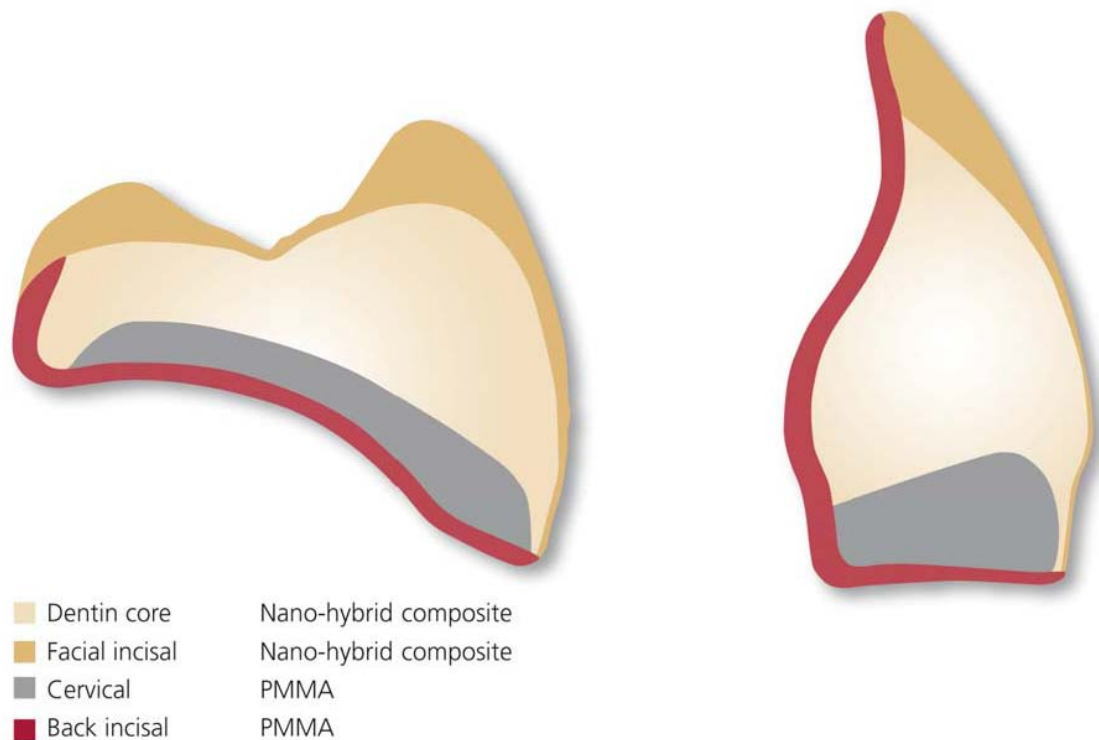
Los dientes NHC (anteriores o posteriores de SR Phonares) están compuestos por cuatro capas coloreadas de forma individual. Este diseño confiere a los dientes un efecto estético verdaderamente natural. El núcleo de dentina y el incisal vestibular están compuestos por material NHC, lo que garantiza una alta resistencia a la abrasión y mejora la apariencia estética natural de la prótesis dental. El cuello y el incisal palatino están estratificados con material PMMA para permitir que la unión a la base sea óptima y esté libre de tensión con los materiales convencionales para base de prótesis.

La matriz de los dientes NHC, a diferencia de los Vivodent PE, está compuesta por UDMA; esto proporciona un alto nivel de enlace. La estructura del material ofrece una elevada estabilidad y resistencia a los ataques químicos.

En la estructura de los NHC podemos encontrar tres tipos de rellenos: el primero de alta densidad de SiO₂ (óxido de silicio) que fortalece la matriz e incrementa la dureza del material y la resistencia a la abrasión. Asimismo, optimiza el índice de refracción del material y, por tanto, mejora el efecto cromático natural y la opalescencia. Un segundo tipo de relleno de nanopartículas silanizadas de SiO₂: estas partículas inorgánicas modificadas superficialmente a nanoescala refuerzan la estructura del composite. Las propiedades surgidas a nanoescala son responsables de la formación de superficies de contacto homogéneas. Como resultado de ello, el material respeta considerablemente la estructura dental vecina. El tercer relleno es un isorelleno polimérico de UDMA

cargado inorgánicamente: son partículas prepolimerizadas basadas en la matriz que contribuyen a reducir la contracción de polimerización.

Por último, la inclusión de grupos de PMMA en la estructura del composite reduce la afinidad por la placa bacteriana y por lo tanto, las tinciones superficiales. (ver Anexo 8)



Esquema de capas de los dientes Phonares

Los dientes de NHC presentan la ventaja de reparación en la clínica dental de pequeñas imperfecciones y fracturas que no impliquen la unión a la base de resina. Esto podría hacerse rápidamente en boca en el caso de las prótesis fijas evitando la pérdida de tiempo en la remoción de las mismas y en todo tipo de prótesis evitaría tener que enviar al laboratorio dental para su reparación.⁴²

Las posibilidades de elección de formas, tamaños y patrones de oclusión que se le dará a la prótesis, están condicionadas por las características del paciente y las necesidades del tratamiento, contando actualmente con un amplio abanico de posibilidades terapéuticas.

Con respecto a la estética, la selección de los dientes artificiales debe realizarse siempre en función de las características faciales individuales de cada paciente, teniendo en cuenta su edad, raza, color de piel, ojos, etc. Por ello, la variedad de formas y tamaños nos permitirá un montaje aun más personalizado en cada caso, consiguiendo una armonía facial, y por tanto el éxito en lo que a estética se refiere.⁴⁸ (ver Anexo 9)

Durante la oclusión estática o dinámica, tanto la dentición natural, restauraciones dentales o dientes artificiales, están sometidos al proceso de desgaste. Por lo que una alta resistencia al desgaste contribuye sustancialmente a la longevidad de las restauraciones dentales y constituye un prerrequisito fundamental para la aceptación de los materiales dentales. Esto se aplica particularmente para los materiales de prótesis, como los dientes artificiales para prótesis que generalmente no proveen una restauración funcional y estética a menos que exhiban una alta resistencia al desgaste.

El proceso de desgaste es el resultado de la compleja interacción de fuerzas mecánicas y una variedad de otros factores incluyendo: pH, procesos de corrosión, erosión y hábitos nutricionales. La influencia de los mismos en el proceso de desgaste difiere de paciente en paciente.^{28, 31}

La tribología, según el Diccionario de la Real Academia Española, es la técnica que estudia el rozamiento entre los cuerpos sólidos, con el fin de producir mejor deslizamiento y menor desgaste de ellos.¹³

1.1. DESGASTE

El desgaste es el resultado de un número fundamental de procesos. Puede subdividirse en atrición, abrasión, erosión, desgaste por adhesión y fatiga.⁵¹

- **Atrición:** es el desgaste de dos cuerpos en contacto directo. Es el denominado two-body wear, en la literatura inglesa.

La atrición es el desgaste “fisiológico” entre dos superficies dentarias sanas sin la interposición de otro elemento que pudiese producir desgaste. Anualmente, en un paciente sin patología oclusal, el promedio de desgaste del esmalte es de 41 μm .

A nivel microscópico ninguna de las superficies es lisa por lo que contactan por el encuentro de sus asperezas. Durante el movimiento las asperezas se fracturan y/o deforman. Si ambas superficies son frágiles se fracturan. Si una superficie es blanda y la otra más dura, esta última surca en la blanda, levantando pequeños trocitos que pueden desprenderse.

Se da entre superficies en contacto (dientes antagonistas y puntos de contacto).

Puede reconocerse clínicamente como aquellas superficies que lucen mate.

Si el desgaste no es fisiológico, se produce sobretodo en los movimientos no masticatorios (bruxismo), y el promedio anual excede los 41 μm , involucrando la dentina.

El desgaste por atrición es característico en las prótesis completas con patrones de oclusión balanceada.

- **Abrasión:** las superficies se frotan a distancia por la interposición de alguna sustancia con partículas abrasivas. La presión entre las superficies se transmite al bolo interpuesto, esa presión es transferida a las partículas, las cuales cortan las asperezas. Este tipo de desgaste es prevalente en pacientes con dieta abrasiva. En el primer movimiento de masticación, cuando las superficies oclusales están separadas por el bolo, son desgastadas en toda su superficie. El proceso tiende a ahuecar las regiones blandas de las mismas. En los composites y resinas acrílicas tiende a desgastar la matriz orgánica permitiendo la exposición de las partículas del relleno.

En una segunda etapa de la masticación, cuando las superficies quedan más cercanas, las partículas desgastadas quedan atrapadas por las asperezas de los surcos y fisuras. Se produce un desgaste similar en ambas superficies. Clínicamente se ven las superficies mate, ya que las partículas desprendidas pasan a formar parte de la superficie.

- **Desgaste por fatiga:** Algunos movimientos de las moléculas de la superficie son transferidos a la sub-superficie provocando ruptura de las uniones intermoleculares dejando la zona profunda dañada. Con el tiempo esas microfisuras se unen en la superficie por lo que puede haber pérdida de material. Este sería el mecanismo por el que se produce el desgaste por fatiga.

- **Erosión dental:** Para algunos no es una forma de desgaste en sí misma. Es causada cuando agentes químicos debilitan las uniones intermoleculares de la superficie por lo que potencian los otros procesos de desgaste. Existe una interacción entre la atrición, la erosión y la abrasión. En los dientes artificiales de resina y composite se produce disolución de la matriz orgánica que deja expuesto al material de relleno inorgánico, si son materiales reforzados.

Los agentes químicos pueden ser intrínsecos (vómitos y reflujo gástrico) o extrínsecos de los ácidos de la dieta. El desgaste mecánico y químico actúan simultáneamente, primero el químico debilita la superficie y luego el mecánico que desprende las partículas, para dejar expuesta otra vez la sub-superficie que es atacada por los ácidos.⁵¹

En este estudio se pretende evaluar el comportamiento clínico en lo referente al desgaste de los dientes artificiales convencionales (dientes SR Vivodent PE / SR Orthotyp PE) y de composite nanohíbrido (SR Phonares) ambos de la casa Ivoclar Vivodent, utilizados para la confección de prótesis completas.

2. JUSTIFICACIÓN

Las características de la masticación en los pacientes que portan prótesis completas están relacionadas con cambios en la cavidad oral como pérdida de las piezas dentales, aspectos técnicos en la confección de las prótesis y la calidad de las mismas.

La pérdida de las piezas dentarias, junto con los receptores del ligamento periodontal, implica el daño en la fuente de información que viaja desde el diente hacia el sistema nervioso central con lo que se altera la regulación de la actividad de los músculos masticadores. La percepción interoclusal se pierde ya que el número de receptores presentes en la mucosa alveolar de los pacientes desdentados es insignificante. La superficie oclusal en contacto es la única referencia de distancia interoclusal cero que le daría información de la posición espacial mandibular a la corteza somatosensorial. La pérdida de contacto con la superficie oclusal antagonista causa la desaparición del patrón de la superficie oclusal.

Por lo tanto los pacientes desdentados se caracterizan por la pérdida de dimensión vertical normal, ya que no hay unas superficies oclusales que la definan.

La fuerza masticatoria dependerá directamente de: tamaño de los músculos que generan esas fuerzas, su posición en la mandíbula, forma del reborde alveolar desdentado y tipo de masticación; estaría en relación con la altura de la rama mandibular, largo del cuerpo mandibular, ángulo goníaco, ángulo mandibular en relación con la base de cráneo, altura facial posterior y grado de separación intermaxilar.

La fuerza de masticación de los pacientes desdentados es menor comparada con un paciente con dentición natural. Existen diferencias en la distribución de fuerzas en los pacientes con dentición natural y los que utilizan prótesis completas.

Las personas con dientes naturales tienden a generar fuerzas a través del bolo alimenticio, mientras que en los pacientes con prótesis completas la mayor parte de la energía se distribuye fuera del bolo, directamente sobre las superficie oclusales hacia la base de resina y de ahí al reborde alveolar que soporta a la prótesis completa.²⁹

Por lo que es crítico mantener esa relación intermaxilar procurando que el desgaste de las superficies oclusales de los dientes artificiales sea mínimo y de esa forma que la eficacia masticatoria pueda mantenerse a través del tiempo.

El desgaste por abrasión de los dientes artificiales utilizados en la rehabilitación protética tiene un gran interés clínico. Las prótesis con dientes desgastados alteran la dimensión vertical normal del paciente, lo que conlleva a desórdenes craneomandibulares y reducción de la eficacia masticatoria. Además, puede causar fatiga en los músculos masticadores, aumentando la incomodidad del paciente y disminuyendo la estética.^{3,26,27,37}

Por lo antes enunciado, se realizará este estudio clínico experimental con la finalidad de evaluar el comportamiento clínico de los dientes preformados confeccionados con NHC en comparación con dientes de resina convencionales (dientes SR Vivodent PE / SR Orthotyp PE); ambos de la casa Ivoclar Vivadent en relación al desgaste de ambos materiales.

3. OBJETIVOS

Mediante este estudio clínico experimental se pretende evaluar el comportamiento de los dientes confeccionados con NHC en comparación con dientes convencionales teniendo en cuenta los siguientes parámetros: resistencia a la abrasión utilizando un método de medición macroscópico para evaluar la pérdida de sustancia vertical y determinar el patrón de desgaste con la evaluación microscópica realizada con microscopía de barrido (SEM) en modelos de escayola.

Concretamente se evaluarán los siguientes ítems:

- 1) Estudiar el patrón de desgaste de los dientes acrílicos convencionales utilizados para la confección de prótesis completas.
- 2) Estudiar el patrón de desgaste de los dientes de NHC utilizados para la confección de prótesis completas.
- 3) Describir el desgaste vertical in vivo de los dientes de NHC en comparación con los dientes artificiales convencionales.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1. MÉTODO

Con respecto al estudio del desgaste de estos materiales existen diferentes posibilidades de estudiarlos partiendo de muestras desgastadas: in vivo e in vitro (este último con dispositivos de simulación de desgaste). Se revisará en la bibliografía algunas de ellas para determinar las ventajas y desventajas de las mismas. Por otro lado se analizarán los métodos que se han escogido para que se produzca el desgaste y la posterior evaluación, cuantificación y estudio del mismo.

4.1.1. DESGASTE DE LAS MUESTRAS

4.1.1.a. MUESTRAS DESGASTADAS IN VITRO: SIMULADORES DE DESGASTE

La masticación es un proceso caracterizado por ciclos que se alternan: desoclusión, incorporación del alimento, inicio de la masticación del alimento, formación del bolo y por último deglución. A pesar de que este proceso se denomina patrón de masticación humana, este proceso es variable en cada individuo por diversas razones. La masticación no es innata por lo que debe aprenderse. Pero una vez se aprende a hacerlo, se transforma en una actividad inconsciente que demanda una importante actividad del sistema nervioso.

Medir el desgaste en boca es complicado, por lo que se han desarrollado métodos e instrumentos de simulación del desgaste para copiar los procesos que ocurren en la

cavidad bucal durante la masticación: fuerza de cierre, dirección de la misma, tiempo de contacto, movimientos de deslizamiento, etc.²⁹

Existen en el mercado diferentes instrumentos que utilizan distintos principios para simular el desgaste, muchos de ellos sin tener en cuenta algunos de los factores más importantes en el desgaste dentario in vivo.²⁵

Debe utilizarse un protocolo cualificado en el que conste: revisión del equipo, determinar las condiciones de instalación, monitorización, calibración, limpieza, mantenimiento, ajustes y reparaciones posiblemente necesarias, verificar que el equipo funciona como es debido y documentar toda esta información.

Se han desarrollado numerosos diseños experimentales con varios grados de complejidad para simular el desgaste in vitro, el problema es que la gran mayoría solo considera un mecanismo específico de desgaste.^{11,25,52}

En función de las técnicas de simulación de desgaste³¹, se clasifican en:

1) Máquinas que simulan el cepillado dentario: con variables como diseño del cepillo dental, técnica de cepillado, dentífrico, etc.

2) Máquinas que reproducen el desgaste por atrición (two-body wear machine): se deben programar variables como fuerza, frecuencia, desplazamiento, número de ciclos, lubricante, dureza, módulo elástico, tiempo de funcionamiento, fuerza de fricción, coeficiente de fricción y energía disipada. Debido a la pérdida de información de estos parámetros, es muy difícil interpretar el desgaste en este tipo de máquinas.

3) Máquinas que reproducen el desgaste por abrasión (three-body wear machine):

- ACTA Wear Machine: utilizando superficies sin desgastar como referencia, puede determinarse y compararse el volumen exacto de desgaste. Posee un software que puede analizar los resultados automáticamente. Desarrollado por De Gee y colaboradores, las siglas ACTA corresponden a Academic Center for Dentistry Amsterdam.

Hasta la fecha los autores citan que los simuladores ACTA solo se han utilizado para realizar test de desgaste de composites y amalgamas, pero no identifican ningún simulador ACTA para estudiar el desgaste de dientes para prótesis.^{9,10,25,31}

- OSHU (Oregon Health Sciences University Oral Wear Simulator).⁵¹
- University of Alabama Wear Simulator: el investigador puede analizar distintos patrones: desgaste generalizado durante la masticación y desgaste por atrición durante el contacto dentario.
- Zurich computer-controlled masticator.
- Biomat wear simulator.
- Minnesota: MTS wear simulator.
- Willytec, EGO, Regensburg, Germany, Munich and Muc3.²⁴

Con respecto al uso de esta maquinaria, las complicaciones que podemos encontrarnos están dadas por factores difíciles de controlar:

- En la estandarización del antagonista deben considerarse factores como dureza y forma de la superficie antagonista, composición del antagonista (esmalte, dentina, composites, oro, porcelana, esteatita, bolas de alumina, etc.).

- Asimismo debe determinarse la forma del antagonista: plano, redondo, punzante, indentaciones, superficies planas o cúspides estandarizadas; y el tamaño del área de contacto.
- Las fuerzas de aplicación pueden programarse, lo difícil es determinar la correcta. Pueden programarse ciclos de carga/fuerza estática y/o sinusoidal, cíclica y dinámica; carga de contacto de uno a 100 N, o expresados en kgf/cm^2 , fuerza de masticación, carga de abrasión y resiliencia simulando al ligamento periodontal.
- Es importante determinar el área de aplicación de las fuerzas, número de ciclos, duración del contacto, velocidad de deslizamiento, temperatura ambiente, tipo de bolo alimenticio, lubricantes y fricción, homogeneidad del material de la probeta, ciclos químicos, líquidos, expansión higroscópica, pH, enzimas, tipo de superficie a evaluar, antagonista, etc.³¹

4.1.1.b. MUESTRAS DESGASTADAS IN VIVO

Por lo antes mencionado en este estudio se ha escogido el **método de desgaste in vivo** ya que en las máquinas de simulación de desgaste no pueden reproducirse los patrones de oclusión de un paciente portador de prótesis completas, donde predomina el desgaste por atrición.

Si bien en numerosos estudios se utiliza el modelo a boca partida este se ha descartado para el estudio porque las formas dentarias de ambos tipos de dientes difieren, afectando la oclusión en sectores posteriores y la estética en el sector anterior.^{24,35}

Por otro lado, al ser cada prótesis del mismo tipo de material, se podrá evaluar la resistencia al desgaste del material en sí mismo, y comparar el comportamiento de ambos materiales.

4.1.2. MÉTODOS DE MEDICIÓN

Las máquinas de medición del desgaste son utilizadas para lograr la determinación más objetiva del desgaste dentario. Algunos ejemplos de estos aparatos incluyen escalas de laboratorio, estéreo microscopios, perfilómetros comerciales y perfilómetros hechos a medida, microscopios computarizados tridimensionales y perfilómetros laser. Sin tener en cuenta el tipo de dispositivo, pareciera que todos tienen un factor en común: tienen limitaciones a la hora de medir, se registran desviaciones standard muy amplias como resultado de la medición de modelos no exactos y presentan problemas de reposición de modelos y restricciones de medida por parte del dispositivo.¹

Debe tenerse en cuenta que todo instrumento de simulación del desgaste puede estar cualificado para realizar un tipo de test de desgaste pero la medición debe validarse para poder certificar que dicha medición es correcta.³¹

Esto significa que debe existir evidencia documentada que el proceso que realiza el equipo y los sistemas auxiliares son capaces de operar dentro de ciertos límites y con ciertos niveles de tolerancia predeterminados, todos deben establecerse previamente en el protocolo para buscar un sistema de medición lo más exacto y preciso posible.¹¹

La exactitud representa que tan bien la medida representa la “verdad”. La regla dice que un instrumento de medida preciso debe al menos tener un margen de error menor que una magnitud menos de lo que se mide.

Las especificaciones de la ADA (American Dental Association) para el desgaste de los composites determina que no debe perderse más de 0,05 mm en altura por año, por lo que un instrumento sería preciso para medir el desgaste de los composites si tiene una exactitud de 0,005 mm o valores inferiores; de todas formas al realizar la medición no debe olvidarse que pueden producirse fallos por factores ambientales o fallos del operador, el equipo de medición, etc.

La precisión es la capacidad del instrumento de realizar mediciones repetidas, y que estas coincidan dentro de los límites preestablecidos.

Con respecto al análisis de las superficies desgastadas existen infinidad de métodos para evaluarla y cuantificar el desgaste.³⁶

Existen métodos de evaluación directos e indirectos

- **USPHS:** Es el método no paramétrico más comúnmente utilizado en forma directa. Es el US Public Health Service.⁵

En el mismo, se definen categorías para determinar el desgaste: “alpha” (sin desgaste), “bravo” (con desgaste clínicamente aceptable) y “Charlie” (desgaste clínicamente inaceptable; en este último el criterio es que debe reemplazarse la restauración).

- **Smith and Knight Tooth Wear Index:** una escala con puntajes de cero a cinco que analiza la superficie desgastada basándose cada estrato en diversos criterios clínicos.

- **Método de Leinfelder y col.:** se realizan seis modelos de escayola, donde se mide el desgaste en la periferia de las restauraciones, calibrando los modelos en etapas hasta que se produzca 0,1mm de desgaste. Se estipula un error interevaluador de 0,05mm.^{32,40}
- **Escala de Moffa-Lugassy, o escala M-L:** consiste en 18 modelos standard que se diferencian entre si por 25µm de desgaste.^{15,36}
- **Escala Vivadent (Vivadent)** es una combinación de Leinfelder y la escala de Moffa-Lugassy, o escala M-L. Este método tiene como característica que muestra una gran sensibilidad y precisión para identificar el desgaste.
- **Perfilómetros:** se hacen trazados en superficie a diferentes distancias y de diversas longitudes abarcando zonas de desgaste y sin desgaste y se determina la profundidad del surco, utilizando diversas puntas diamantadas que trazan surcos para determinar la profundidad del desgaste. Puede realizarse sobre modelos de escayola, resinas, sobre probetas desgastadas in vitro, etc.
- **Microscopio óptico:** se pueden observar a mayor aumento facetas de desgaste, degradación de márgenes, fisuras y microfracturas.

Es el tipo de microscopio que tiene como objetivo proporcionar una medida muy precisa de la dimensión y la distancia, y se utiliza generalmente para micro-medición. La mayoría de los microscopios están equipados con lentes intercambiables. Así se crean diferentes niveles de medición y precisión que, por lo tanto, pueden utilizarse para diferentes aplicaciones y especímenes. Tienen dos tipos de sistemas de iluminación: reflejo con espejo para reflejar la luz del día o de la luz externa (en desuso) y el sistema de iluminación interna o de transmisión. Por lo general, las luces utilizadas son luces

fluorescentes, lámparas halógenas, o bombillas de tungsteno. La luz puede ajustarse para ser más o menos brillante, según las necesidades del usuario del microscopio. Actualmente tienen un hardware que permite la toma de imágenes para que con un software se puedan procesar y realizar mediciones. Se utilizan previamente a cualquier medición con microscopía electrónica de barrido para determinar las áreas a estudiar.

- **Microscopio electrónico de barrido:** En adelante SEM. Sirve para determinar patrones de desgaste cualitativos micromorfológicos, se conoce con las siglas en inglés SEM, que significan scanning electron microscope.

Comparado con el microscopio óptico, la luz se sustituye por un haz de electrones, las lentes por electroimanes y las muestras se hacen conductoras (si no lo fuesen) metalizando su superficie.

En el microscopio electrónico de barrido la muestra generalmente es recubierta con una capa de carbón o una capa delgada de un metal como el oro para darle propiedades conductoras a la superficie. Posteriormente es barrida con los electrones acelerados que viajan a través del cañón. Un detector mide la cantidad de electrones enviados que arroja la intensidad de la zona de muestra, siendo capaz de mostrar figuras en tres dimensiones, proyectadas en una imagen digital. Su resolución está entre tres y 20 nm, dependiendo del microscopio.

- **Microscopía laser confocal:** con este tipo de microscopio se pueden adquirir imágenes de profundidades seleccionadas, proceso conocido como seccionamiento óptico. Las imágenes son adquiridas punto por punto y reconstruidas con un ordenador, permitiendo reconstrucciones tridimensionales de objetos de topografía compleja. Se diferencia con el microscopio óptico en que en este último ve tan lejos como penetra la

luz, mientras que en microscopio confocal solo se ven por etapas imágenes de un nivel de profundidad seleccionado.

- **Microscopía de fuerza atómica:** La microscopía de fuerza atómica (AFM) es una técnica de caracterización de superficies de alta resolución. Los microscopios de fuerza atómica trabajan esencialmente en dos modos: modo de contacto y modo de no contacto. Mientras que el modo de contacto trabaja con la punta situada a 0,1–0,3 nm de la superficie de la muestra (rango de fuerza de repulsión), el modo de no contacto trabaja a distancias entre 1 y 10 nm (interacciones atractivas). El sistema del AFM detecta el desplazamiento en z del cantilever (debido a la rugosidad de la muestra) mediante la reflexión de un haz láser focalizado sobre la superficie superior del cantilever.¹⁵

- **Escaners:** algunos métodos de medición con escaners pueden utilizarse como directos o indirectos y pueden ser tanto cuantitativos como cualitativos; se realizan sobre muestras dentarias, modelos, fotos, escaneado de las superficies dentarias o de modelos. Se generan imágenes secuenciales tridimensionales capturadas utilizando varios métodos de escaneado:

- **Escaners de contacto:** pueden a su vez dividirse escaners con puntas, línea, área y volumen.

Utilizan puntas esféricas que tienen un diámetro de 0,1 mm o más. La ventaja es que es un sistema exacto y de bajo coste, no se altera la lectura por la transparencia o color de las superficies; las desventajas son que las superficies deben ser rígidas y que es lento en la toma del registro.

- **Escaners sin contacto:** no hay punta que contacte con la superficie sino que es una luz o microscopio enfocado sobre la misma, este tipo de escaner requiere una superficie opaca reflectante. La resolución depende del foco de la fuente de luz, generalmente menos de 0,025mm. Los laser lineales escanean en línea las superficies para luego hacer un cálculo del área, mientras que los escaner de área lo hacen superponiendo puntos en común de la superficie.

La ventaja es que son más rápidos que los de punta, pero pierden resolución porque no se concentra el escaneado en un punto sino en líneas o áreas, siendo la resolución de 0,1mm o mayor.

- **Escaners de volumen:** son los CT escaners. La resolución está determinada por voxels (no pixeles) en rango de micrones (no mm). La ventaja es que el sombreado no es un problema, la desventaja es el coste y la radiación que se utiliza.

En la actualidad, el diseño digital de superficies de los dientes parece ser el método mecánico más preciso para el análisis de desgaste de la restauración indirecta.

Los métodos para determinar la precisión, así como las propias técnicas han variado. Existen tres técnicas que parecen alcanzar un alto nivel de precisión. La diferencia principal entre las mismas se encuentra en el dispositivo de medición utilizado. Los principales beneficios de estos métodos de análisis de desgaste es que proporcionan datos cuantitativos y cualitativos, para poder determinar con precisión la cantidad de desgaste que se ha producido y en que áreas de la restauración se ha producido el mismo.

Los tres métodos de escaneado digital incluyen el sistema desarrollado por el Clinical Research Associates (en adelante CRA), el sistema Minnesota, y el método de digitalización de imágenes tridimensionales con láser. El tercer método usa un láser de

alta precisión en lugar de un microscopio de laboratorio modificado (como es utilizado por CRA) o un lápiz dirigido por el ordenador (sistema de Minnesota). El láser de digitalización de imágenes en tres dimensiones es un método que se utiliza en gran cantidad de estudios clínicos. Con este método, un láser dirigido por el ordenador escanea un modelo evaluando el mismo y creando un modelo tridimensional de la superficie del diente. Un algoritmo estándar de la computadora se utiliza para superponer el seguimiento de imágenes a través de imágenes de referencia y calcular la localización exacta y la cantidad de desgaste compuesto sobre la superficie total analizada. El programa cuenta con un software que analiza las imágenes junto con la adquisición de datos en tres dimensiones, y puede detectar el desgaste en un rango de 10 μm . Debido a que el proceso es rápido y muy preciso, el análisis del desgaste volumétrico puede llevarse a cabo en un gran número de muestras.¹

La cuestión si el escaner puede utilizarse tanto en clínica como en el laboratorio está en discusión. Cuando se realiza el escaneado de modelos, pueden utilizarse todos los métodos, las limitaciones se encuentran en el escaneado intraoral. Si bien los escaneados directos se prefieren por poseer más exactitud y simplificación de los pasos, realizarlo en boca es extremadamente difícil lo que induciría al error de registro.¹

Solo dos métodos existen actualmente: CEREC CAD/CAM, que requiere colocar un spray en la superficie del diente y Cone Beam CT Scanning cuya exactitud está dada por cientos de micrones, lo que limita su habilidad para medir el desgaste en las superficies oclusales.

4.1.3. MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE DESGASTE ESCOGIDOS

*En este estudio se han escogido **dos métodos de evaluación del desgaste**.*

Se han desarrollado en detalle en el próximo ítem.

Brevemente:

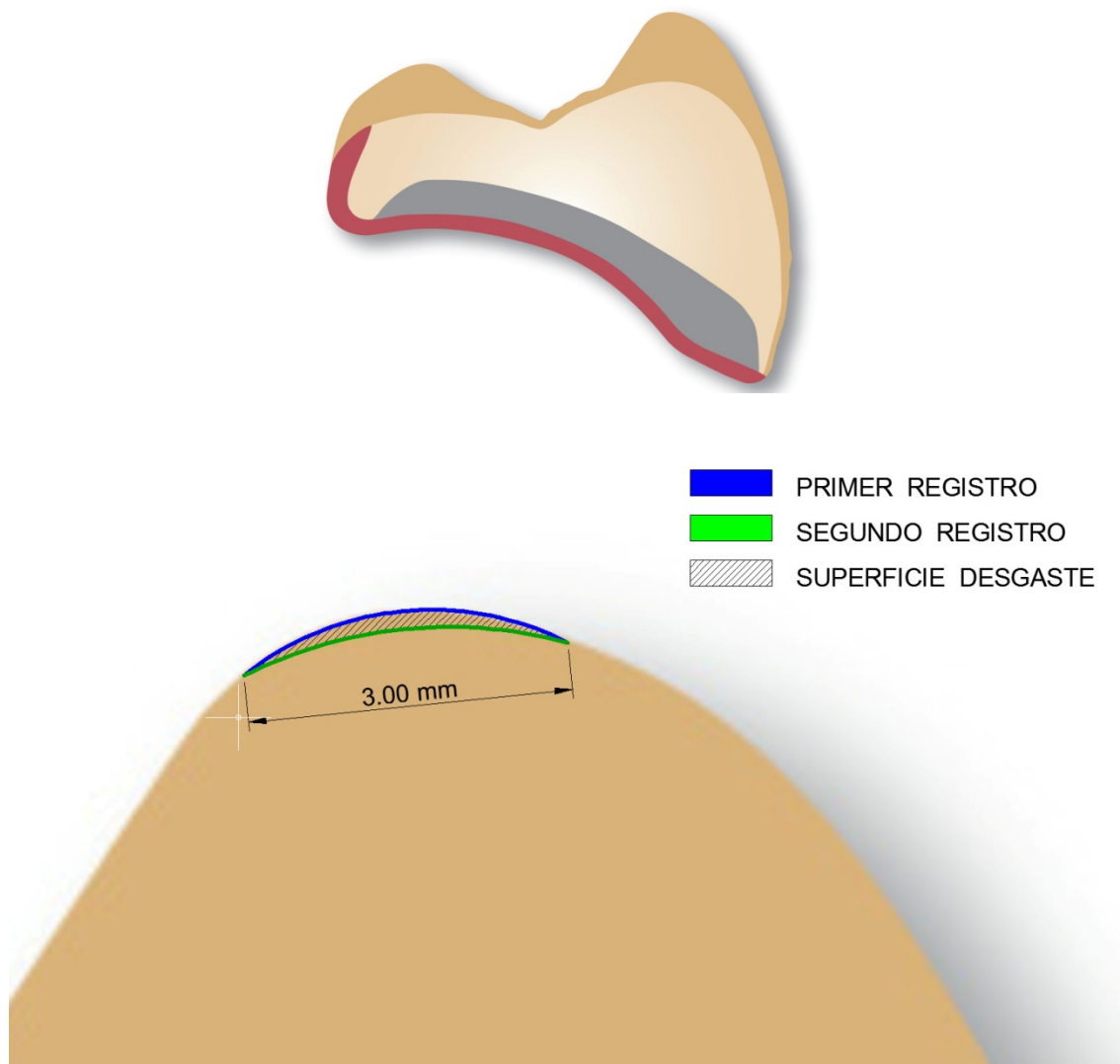
Un **método macroscópico** de discriminación visual innovador evaluando fotografías macro basándose en estudios anteriores^{1,8}.

Para evaluar el mismo, una vez terminados los ajustes de oclusión se comenzará a realizar el test de evaluación de desgaste in vivo.

Se obtendrá de la mufla un modelo maestro para cada pareja de prótesis superiores e inferiores, o sea que tendremos dos modelos por paciente. Una vez logrado este parámetro de referencia semejante en todos los modelos se procederá a registrar en las prótesis el perfil de las superficies oclusales de los dientes seleccionados. Se tomarán fotografías del perfil en formato Macro a seis aumentos (f32,1/125, ISO 200) de los ocho dientes seleccionados mencionados en sistema de Codificación Internacional o de doble dígito (16, 14, 23, 26, 47, 42, 35 y 37) a los cero, tres y seis meses.

Con el programa Adobe Photoshop se realizará la alineación de las tres fotos de la misma pieza dentaria.

Con el programa AutoCAD se dibujará en cada imagen un arco de 3 mm de cuerda comparando las superficies de los diferentes períodos de evaluación para determinar si sufren desgaste, volcando los datos en una hoja de cálculo de Excel. (ver Anexo 2)



Dibujo de arcos en AutoCAD

Seguido de un **método microscópico**, ampliamente utilizado en la evaluación del patrón de desgaste: microscopía electrónica de barrido. La Microscopia Electrónica de Barrido es una de las técnicas más versátiles para la visualización y el análisis de las características microestructurales de muestras sólidas, debido, principalmente, a su elevada resolución (alrededor de 2nm) y a su gran profundidad de campo, lo que permite una visualización tridimensional.

4.1.3.a. MÉTODO DE EVALUACIÓN MACROSCÓPICO

Una vez realizados los dos juegos de prótesis completas en cada paciente y terminados los ajustes de oclusión (se dió un patrón de oclusión balanceada), se comenzó a realizar el test de evaluación de desgaste in vivo.

Se obtuvo de la mufla un modelo maestro para cada pareja de prótesis superiores e inferiores, o sea que se obtienen dos modelos por paciente.

Se pidió para cada paciente una copia del modelo de la remonta (superior e inferior), para posicionar las prótesis superior e inferior de cada tipo de dientes en el mismo modelo respectivo, para poder establecer las mismas condiciones a la hora de tomar las fotografías.

Cada modelo se ha zocalado y nivelado en una superficie de referencia para que sea estable su base (utilizando un nivel), luego se realizaron tres marcas en el lateral del modelo que se corresponderán a tres pequeñas muescas en la prótesis, lo que permite reposicionar las mismas en el mismo modelo, manteniendo la misma orientación en cada período de evaluación.

A su vez se realizaron en cada diente a evaluar tres pequeñas perforaciones realizadas en la cara vestibular de las piezas con una fresa de diamante de 012 (H4MCL, Komet) pintándolas en rotulador permanente (Lumocolor Staedtler Permanent) para la toma de cada foto, utilizado la pantalla del visor de la cámara de fotos como referencia, estos tres puntos delimitan un triángulo que visualmente permiten reubicar la posición de la cámara de fotos para hacer fotografías similares en cada período de evaluación.



Puntos de referencia

Una vez logrado este parámetro de referencia semejante en todos los modelos que se confeccionen (11 modelos superiores y 11 inferiores: en total 22 modelos) se tomaron fotografías de los ocho dientes seleccionados (16, 14, 23, 26, 47, 42, 35 y 37), realizando este procedimiento en tres períodos de evaluación (cero, tres y seis meses).

Se han escogido cuatro dientes del maxilar superior y cuatro del inferior.

El motivo de elección de dientes de cada grupo (incisivos, caninos, premolares y molares) es evaluar la cantidad y patrón de desgaste que presenta cada grupo comparando anteriores y posteriores en un esquema de oclusión balanceada.⁴⁴

DIENTES QUE SE EVALUARÁN

17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27
47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37

Se ha utilizado una cámara de fotografía digital Canon (modelo EOS 10D) a seis aumentos (máximo aumento) con una distancia de enfoque de: 0,31mm, apertura de diafragma: f 32 y escala: 1,6:1.

Se realizaron proyecciones de perfil, utilizando el mismo fondo negro para resaltar el contraste del fondo de la imagen con las piezas dentarias.

Estos registros fotográficos se han realizado respetando las mismas condiciones y parámetros en los períodos anteriormente mencionados: tras la inserción en boca y terminados los ajustes de oclusión y adaptación (cero meses), a los tres meses, y seis meses de uso de cada juegos de prótesis; siendo necesarios, como mencionamos anteriormente 12 meses de estudio como mínimo para el registro de ambos juegos de prótesis.

Se ha realizado un registro de datos en un carpesano con las historias clínicas confeccionadas para cada paciente, apuntando fecha de cambio de las prótesis, posibles fracturas, incidencias que los pacientes pudiesen comunicar, etc.

Se procedió a registrar el perfil de las superficies oclusales de los dientes seleccionados.

Se recogieron un total de 528 perfiles fotográficos: ocho dientes seleccionados multiplicados por dos juegos de completas multiplicado por 11 pacientes por tres momentos de evaluación.

El realizar las fotos en las mismas condiciones en distintos momentos nos permite cuantificar el grado de desgaste de los dos materiales en los diferentes dientes evaluados, en cada período, superponiendo los gráficos obtenidos para un mismo diente en los distintos momentos de evaluación.

Una vez terminado el período de evaluación y confeccionadas las fotografías y modelos de escayola se develó la identidad de cada prótesis, que solo conocía el laboratorio.

El arquitecto que realizó los dibujos vectoriales sobre los perfiles fotográficos desconocía el tipo de diente a analizar.

A pedido de la Sra. Carmen Bravo, estadística, y para facilitar el análisis estadístico se reorganizaron los datos para que las prótesis P1 correspondiesen a los dientes de NHC y los P2 a los Vivodent.

Método utilizado por el arquitecto

Alineación de fotografías (Software utilizado: Adobe Photoshop CS4)

1. Montaje en diferentes capas de las tres fotos de la misma pieza dentaria (meses: cero, tres y seis).
2. Corrección visual de alineación de las tres fotos mediante comandos de movimiento, rotación y escalado. Para la superposición de las imágenes ubicadas en las distintas capas se realizaron ajustes de opacidad y luminosidad.

Mediciones (Software utilizado: AutoCAD 2011)

1. Inserción en diferentes capas de las tres fotos (misma pieza dentaria).
2. Elección y acercamiento (zoom) al sector de estudio de la pieza dentaria.
3. Determinación de factor de escala de zoom que se aplicará a todas las imágenes, para minimizar el posible error en el dibujo de los arcos.

4. Dibujo de un segmento de recta de tres milímetros. Posicionamiento del mismo en la pieza dentaria (mes cero), de modo tal que el inicio y el fin del segmento de recta estén ubicados sobre el borde de la pieza dentaria.
5. Copia de dicho segmento en los otros dos períodos de evaluación (meses tres y seis). Estos segmentos de recta serán las cuerdas de los arcos que se dibujarán.
6. Dibujo de arcos mediante el ingreso de tres puntos. Dado que el arco tiene curvatura continua, el dibujo del arco será el que más se ajuste visualmente al borde dentario. Los tres arcos obtenidos (meses cero, tres y seis) tendrán la misma cuerda, lo que variará será el área de los mismos (concavidad-convexidad diferente).
7. Obtención del área de los tres arcos dibujados (meses cero, tres y seis). (ver Anexo 1)

Cálculo (Software utilizado: Excel 2007)

1. Ingreso de los datos de área de cada arco en dos hojas de cálculo (P1: Tipo de prótesis Phonares y P2: Tipo de prótesis Vivodent).
2. Datos ingresados: ID de paciente, N° de pieza, Mes, Área arco (mm²). (ver Anexo 2)

Con respecto a la evaluación microscópica, como se mencionó en el método, se escogió el SEM ya que en la bibliografía es el que más documentado está para ello y nos permitiría evaluar los cambios del patrón de superficie de ambos materiales en los

primeros períodos de uso clínico que es cuando el desgaste en proporción es mayor con respecto a otros períodos evaluados.^{24,33,34,44,46}

Se realizará la evaluación en el Centro de Microscopía Electrónica Luis Bru, asistido por el técnico Juan Luis Baldonado Rodríguez.

4.1.3.b. MÉTODO DE EVALUACIÓN MICROSCÓPICO

Para el análisis microscópico de las muestras se han realizado impresiones en polivinilsiloxano (Silicona fluida y pesada Elite, Zhermak) utilizando cubetas standard tipo Rimlok con la técnica de silicona masa y fluida en una sola impresión, bajo presión manual.^{40,43}

Se inspeccionaron dichas impresiones con lupas de 4.5 aumentos (Zeizz), buscando posibles zonas de imperfecciones, roturas de la silicona, poros, etc.

Una vez aprobada la impresión se realizó inmediatamente el vaciado al vacío (Vacuum Power Mixer, Whip Mix) utilizando escayola piedra mejorada tipo IV (GC FUJIROCK EP, GC EUROPE), mezclando con agua según las indicaciones del fabricante (100 gr. de polvo por cada 20 ml de líquido), mezclando 15 segundos con espátula en taza de goma, para luego colocarlo en la taza del instrumento para mezcla en vacío 45 segundos.

Acto seguido se vibró en el brazo del mismo instrumento para eliminar posibles burbujas internas procediendo al vaciado de la impresión colocando pequeñas porciones de escayola en un mismo ángulo para evitar atrapar burbujas, y vibrándolo en vibradora (Kawo EWL, Kawo), hasta su completo llenado.

Una vez culminado el vaciado se colocó en un medio húmedo para que complete su fraguado (aproximadamente 10-13 min según fabricante). Para ello se colocó una bayeta húmeda en un recipiente plástico con tapa.

La remoción del modelo se realizó pasada la media hora. Se considera de todas formas que hasta las dos horas no se producirá la máxima expansión de fraguado estipulada por el fabricante ($\leq 0.09\%$).

Se inspeccionó nuevamente el modelo con las lupas de 4.5x para constatar que no existían imperfecciones en el mismo.⁴⁰

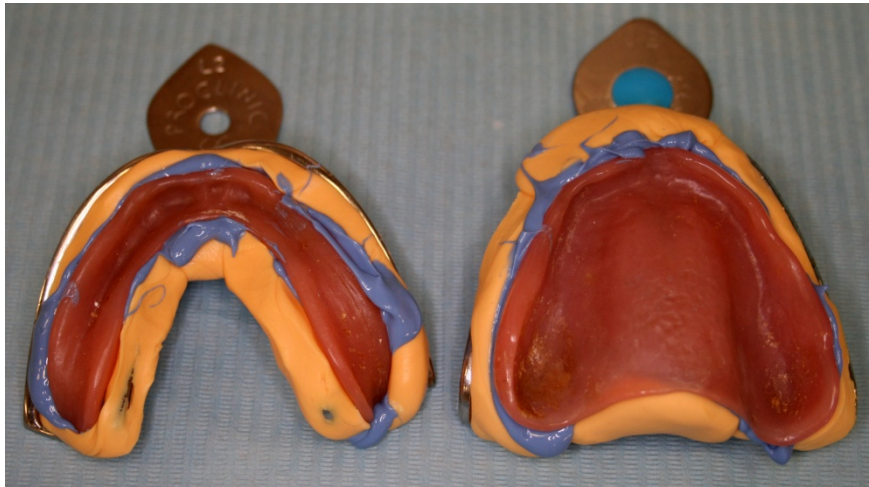
Se realizó el recorte de la base del mismo con la recortadora (MT2, Renfert), anotando en su base el nombre del paciente, tipo de prótesis (P1 o P2) y período de tiempo a evaluar (cero, tres o seis meses).

Para su almacenamiento se lo envolvió en nylon de burbujas para evitar que pudiese dañarse su superficie.

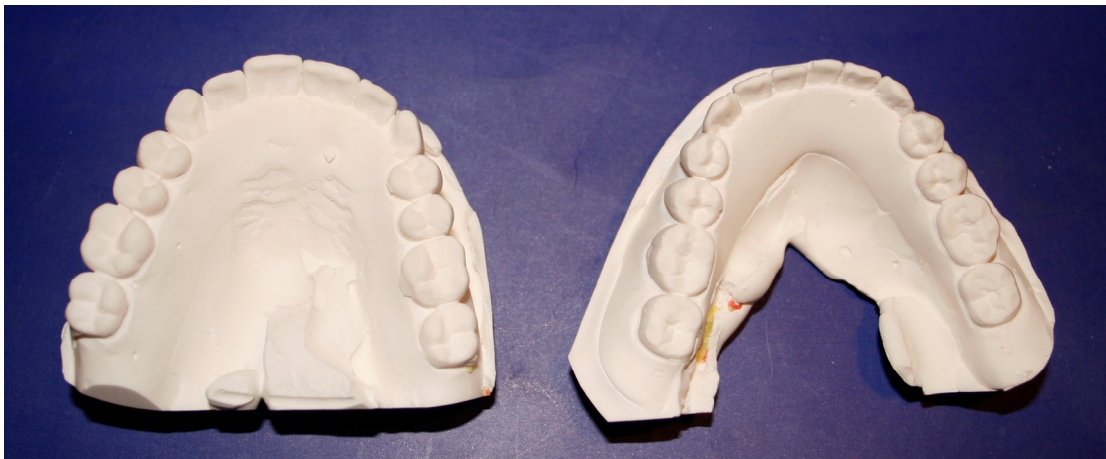
Se confeccionaron cinco muestras de un mismo diente de la misma prótesis a analizar en el SEM para realizar la calibración del equipo y determinar el margen de error en la medición o detectar posibles defectos de técnica de registro o de confección de las muestras.

Una vez preparadas las cinco muestras de un mismo diente, se preparará la superficie de los modelos para hacerlas conductoras.

Luego se realizará la calibración del Microscopio electrónico de barrido (JEOL, modelo JM-6400) para determinar amplitud del área a evaluar, aumentos a los que se evaluará el patrón de desgaste, etc.



Impresiones de las prótesis superior e inferior



Modelos de escayola



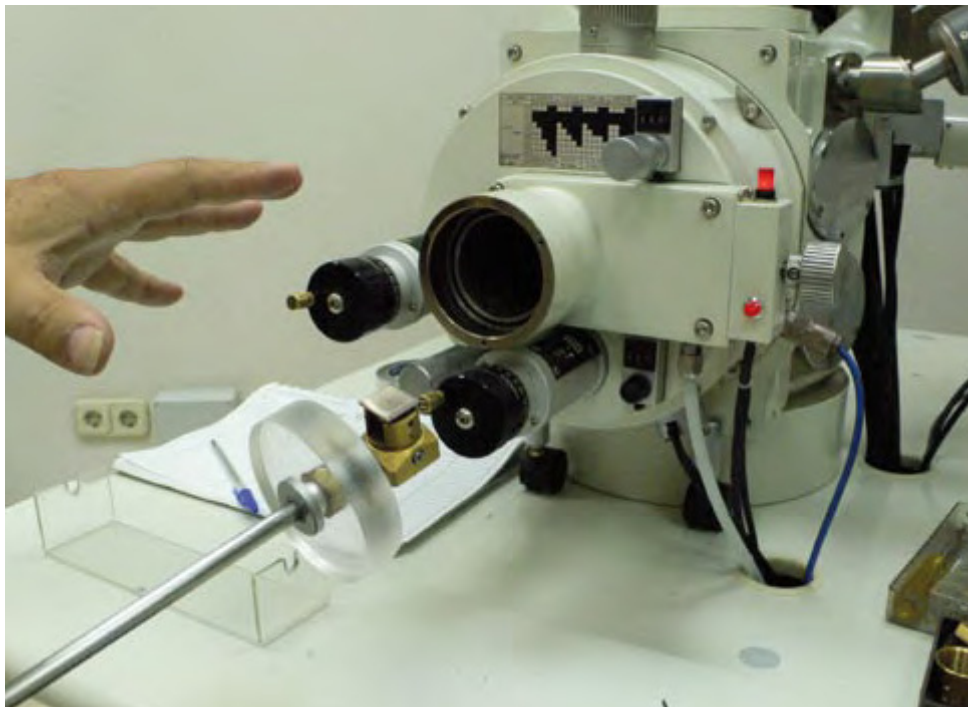
Máquina para mezcla al vacío de la escayola



Vibradora para el vaciado de modelos



Recortadora de modelos



Microscopio electrónico de barrido

4.2. MATERIAL

Criterios de selección de pacientes:

Se seleccionaron 11 pacientes del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid: desdentados totales sanos, colaboradores con compromiso de participación voluntaria en el estudio (consentimiento informado).

4.2.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- DESDENTADOS TOTALES: Solo una paciente tenía presente una pieza dentaria en boca (17), que sirve de retención a la prótesis superior, al no ser pieza a evaluar, se incluyó a la paciente en el estudio.
- EDAD: La edad promedio es 75 años (de 70 a 83 años).
- SEXO: nueve varones y dos mujeres, siendo este detalle no significativo, ya que en estudios anteriores no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre géneros en el desgaste en prótesis completas.³⁵
- RAZA: Se seleccionaron sin atender al tipo de raza, siendo el 100% de raza blanca.
- OTROS: Carencia de patología oclusal, de lesiones elementales en mucosa o patología en tejidos duros y blandos, sin alergia al acrílico, carencia de alteraciones de ATM. No se descartaron aquellos que presentaban poco reborde para el soporte y retención de la prótesis.

4.2.2. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Pacientes no colaboradores, que no estuviesen dispuestos a la dinámica de cambios de prótesis, a dejar la prótesis que utilizaban hasta ese momento en nuestro cuidado hasta terminar el estudio o que se ausentasen en las visitas.

Los pacientes integrantes de la muestra, han aceptado su participación en el estudio, mediante el correspondiente consentimiento informado. (ver Anexo 5)

4.2.3. SECUENCIA CLÍNICA

Se realizaron 22 juegos de prótesis completas, 11 con dientes convencionales (dientes SR Vivodent PE / SR Orthotyp PE, Ivoclar-Vivadent) y otros 11 con dientes de NHC (Phonares, Ivoclar-Vivadent) que utilizaron los pacientes cambiando su uso por períodos de tres meses hasta completar un período de seis meses de uso de cada juego de prótesis completas, siendo necesario en total 12 meses de estudio.

Para la confección de las mismas se dividieron a los pacientes en dos grupos de seis y cinco pacientes respectivamente, contando con la colaboración de alumnos del último curso de Pregrado supervisados por el Dr. del Río Highsmith, Almudena Martínez Bravo y Silvina Coto Coiradas.

La confección de las 22 prótesis completas se ha llevado a cabo por el laboratorio dental Prótesis S.A, laboratorio colaborador habitual del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología, siendo el responsable el Sr. D. Rafael Acevedo.

En forma aleatoria el laboratorio tipificó en P1 y P2 los dos juegos de prótesis de cada paciente, pudiendo pertenecer al grupo P1 o al P2 tanto prótesis de dientes Vivodent como de NHC.

El laboratorio ha llevado un registro del tipo de dientes utilizado en cada juego de prótesis (convencionales o NHC) enviando a los odontólogos las mismas sin especificar que tipo de dientes se han utilizado.

Solo se accedió a la información una vez terminado el estudio, finalizadas las mediciones de los perfiles y realizados los análisis estadísticos.

Para el mismo paciente el operador no se modificó en la confección de los dos juegos de prótesis con dientes convencionales y de NHC.

Se confeccionaron historias clínicas detalladas de cada paciente, con cuestionarios de salud y firma de consentimiento informado. (ver Anexo 4)

Con cubetas estándar rígidas tipo Rimlock se tomaron impresiones de alginato (Pröal alginato cromático) de ambos maxilares, a los 15 minutos se realizaron los vaciados de las impresiones en escayola Fuji-Rock tipo IV (GC®).

Una vez fraguado el yeso del modelo, se delimitaron en los modelos con un lápiz los futuros márgenes de la plancha base con rodillos de cera. Se envió al laboratorio dental donde se confeccionaron las planchas base con rodillos de mordida, personalizando en boca el rodillo con la ayuda del plano de Fox a los parámetros faciales (plano de Camper y línea bipupilar), determinando el correcto soporte labial, línea media, línea de la sonrisa, corredores bucales y dimensión vertical. Posteriormente tras la transferencia

craneomaxilar con arco facial, se montaron los modelos en un articulador modelo Quick Perfect. (Indensa®).

Se ha realizado la toma de color y elección del tamaño y formato de los dientes con los muestrarios de colores correspondientes a cada tipo de dientes y formas correspondientes a cada tipo de dientes.

En la siguiente visita se realizó la prueba de enfilado dentario haciendo una impresión bajo presión oclusal con pasta cinquenólica (SS White Impression Paste, SS WHITE GROUP).

Posteriormente se remitió para empuflado y terminación realizando en su caso el ajuste oclusal necesario para obtener una oclusión balanceada bilateral.

Se colocó a cada paciente un juego de prótesis completas retocando la oclusión si procede y aliviando flancos que pudieran producir ulceraciones o molestias, realizando controles semanales hasta su completa adaptación. Una vez lograda la misma se procede de la misma forma con el otro juego de prótesis. El período de adaptación fue, en promedio, de aproximadamente tres semanas.

Al momento de la instalación del primer juego de prótesis los pacientes entregaron la prótesis que utilizaban hasta el momento, devolviéndoselas al finalizar el estudio junto con los otros dos juegos de dientes convencionales Vivodent y de NHC.

Se les informó que no debían utilizar productos abrasivos ni blanqueadores para la higiene de las prótesis, ni modificar las mismas con abrasivos, entregando un folio con las recomendaciones para el cuidado de sus prótesis. (ver Anexo 6)

Se les explicó que acudieran a visita para controlar la adaptación de las mismas, evitando utilizar adhesivos de prótesis.

No se dieron indicaciones sobre la dieta ya que el período de evaluación es muy largo y sería imposible pretender el control de su dieta durante un año, solo por motivos del estudio.

Una vez adaptadas, ya no se hicieron retoques oclusales. Se procedió al primer registro de fotos y modelos (etapa cero inicial), para realizar la evaluación del desgaste oclusal, repitiendo el procedimiento a los tres y seis meses.

En este Trabajo de Fin de Master de Ciencias Odontológicas se presentan los resultados del análisis macroscópico de cuatro piezas dentales (14, 16, 23, 42) de cinco pacientes comparando ambos tipos de dientes de prótesis en las etapas de 0 y 3 meses.

En total se presentarán los resultados y análisis de 40 perfiles y sus respectivas mediciones. (ver Anexos 1 y 2)

Además y con vistas a la Tesis Doctoral se continuará la investigación presentando en la misma los resultados del análisis macroscópico de todos los dientes a los 0, 3 y 6 meses, junto con el análisis microscópico con SEM para determinar el patrón de desgaste de cada tipo de diente seleccionado.

5. RESULTADOS

Las mediciones obtenidas en la etapa inicial y tras un período de uso de 3 meses de ambas prótesis se resumen en las tablas de datos presentadas en el Anexo 2.

Se han comparado la disminución en cifras absolutas y en porcentaje de las áreas a los cero meses y a los tres meses de uso de ambos tipos de dientes para cinco pacientes.

Se determinaron las estadísticas descriptivas básicas como la media, desviación típica y error estándar para las áreas de ambos tipos de dientes, así como el intervalo de confianza para las medias de las áreas de ambos tipos de dientes. (ver Anexo 3)

Se asume la homogeneidad de las varianzas (se aplica la fórmula de Fisher).

Se aplicó el test paramétrico de la t de Student para muestras independientes dando resultados **no significativos** para los porcentajes de disminución de área (medida relativa) de **$p > 0.3533$** ; y de los valores absolutos de **$p > 0.5135$** .

También se compararon aplicando la t de Student para muestras independientes los mismos índices de las muestras para los dientes posteriores de ambos tipos de dientes siendo los resultados para la diferencia relativa (**$p > 0.8960$**) y diferencia de valores absolutos (**$p > 0.6706$**) y anteriores para valores relativos (**$p > 0.3592$**) y absolutos (**$p > 0.6426$**) de ambos tipos de dientes convencionales y de NHC.

Y se realizó la comparación de si existen diferencias significativas entre los dientes posteriores y anteriores sin distinción del tipo de prótesis dando resultados no significativos.

Se plantea la posibilidad de que el desgaste sea de una magnitud mínima no mensurable con el sistema macroscópico empleado, por lo que es nuestra intención continuar el estudio empleando sistemas de medición de desgaste microscópicos.

6. DISCUSIÓN

En este estudio in vivo se ha cuantificado la pérdida de sustancia vertical de dientes convencionales (dientes SR Vivodent PE / SR Orthotyp PE) y dientes de composite nanohíbrido (Phonares); ambos de la casa Ivoclar Vivadent utilizados en la confección de prótesis completas, siendo el antagonista en cada caso el mismo material a evaluar.

El período evaluado en este estudio es de tres meses. El mismo no revela que existan diferencias significativas en el desgaste midiéndolo con el método visual macroscópico, tanto en los dos tipos de dientes analizados como en los grupos de dientes anteriores comparados con los posteriores.

Existe la posibilidad que la muestra fuese muy pequeña para detectar diferencias significativas o que realmente ambos materiales se comportan igual frente al desgaste.

No se ha encontrado en las publicaciones mucha documentación de estudios in vivo que se hayan realizado. Si existe en la bibliografía gran cantidad de publicaciones sobre estudios de desgaste por atrición y abrasión realizada en simuladores de desgaste, ya que los estudios in vivo insumen más tiempo y dinero en la investigación.

Los intervalos de tiempo que comprenden los trabajos consultados oscilan entre tres meses y tres años. Independientemente del período en que se lleven a cabo los trabajos de investigación, todos los tipos de desgaste son susceptibles de estudio. Los resultados a corto plazo no muestran evidencia de diferencias significativas en el desgaste al evaluarse a nivel macroscópico.

Con respecto a otros autores, la comparación del desgaste producido en simuladores no es fácil, ya que en la gran mayoría los desgastes se produjeron in vitro, y aunque se

combinasen los procesos de desgaste por atrición (two-body wear de la literatura inglesa) o por abrasión (three-body wear) no podrían reproducirse en forma exacta los mecanismos de desgaste de la cavidad bucal en un paciente portador de prótesis completas.^{19,24,52}

En algunos estudios donde se realizó el mismo tipo de análisis de desgaste con máquinas que reproducen el desgaste por atrición y por abrasión los resultados diferían, incluso en el mismo mecanismo si se suplementaba el desgaste con agua a 37°C, simulando el medio bucal.

En los casos in vivo hemos encontrado diversos estudios donde se compara el desgaste con diferentes antagonistas y modelos a boca partida, en ninguno de ellos se utilizaban los dientes de composite nanohíbrido que se han utilizado en este estudio, pero si se han utilizado los dientes que en este estudio se utilizan de control.^{24,46}

En dos de los estudios in vivo se encontraron diferencias estadísticamente significativas de desgaste en un mismo material comparando los dientes anteriores con los posteriores, siendo en estos últimos mayor el desgaste.^{37,44}

Con respecto al sexo, solo dos autores encuentran diferencias en el desgaste en mujeres y en hombres, siendo mayor en las prótesis portadas por hombres.^{22,38}

Tampoco se han encontrado estudios clínicos en los que se analice el desgaste de dos o más dientes en igual localización pero de diferentes materiales al mismo paciente. En ellos se realizan prótesis con modelos a boca partida o se dividen a los pacientes en grupos aleatoriamente destinándolos a un tipo de diente a analizar.^{33,38,44}

Si bien en los estudios in vitro se utilizan la esteatita y el acero como antagonistas, en los estudios in vivo esto no ocurre.^{21,22,24} Normalmente en los estudios in vivo se utiliza el mismo material como antagonista, o el esmalte si están presentes los dientes. El problema de utilizar esmalte como antagonista es que al ser diferente la estructura cristalina de cada muestra no puede estandarizarse y eso produciría variaciones intragrupo a la hora del análisis estadístico.^{33,37,44,46}

Algunos autores sugieren la utilización de bolas de esteatita como material de referencia en los estudios in vitro.

Utilizan la esteatita o porcelana feldespática como material de referencia para luego comparar con otros antagonistas de resinas, metal y composites donde las diferencias de desgaste son menos apreciables.²⁴

Con respecto al mismo antagonista no existe un acuerdo unánime si existen diferencias significativas en lo referente a los diferentes tipos de dientes artificiales y su comportamiento frente al mismo material antagonista.⁵²

En algunos estudios la inclusión de rellenos inorgánicos en la matriz de PMMA o la inclusión de enlaces cruzados no mejoran las propiedades de resistencia al desgaste con respecto al mismo antagonista.⁴⁶

Por otro lado también influiría el tipo de estructura del diente a analizar, si presenta capas diferentes y la composición de cada una de ellas, si se conservan a la hora de comenzar la evaluación del desgaste, ya que durante el periodo de adaptación pueden realizarse retoques oclusales que podrían eliminar la capa superficial y exponer las internas, pudiendo cambiar en ese caso el patrón y la cantidad de desgaste.

En la gran mayoría de estudios se realizaron evaluaciones a los tres, seis y 12 meses llegando hasta 36 meses. De ser in vitro se realizaban ciclos de desgaste que simularan estos períodos de uso, partiendo de 20.000, 40.000 y 100.000 ciclos (6 meses) ya que en este período es cuando se encuentran las mayores pérdidas de sustancia midiéndolos en altura^{33,38,44}; hasta los 600.000 ciclos que los autores corresponderían a dos años y medio de uso, combinándolos con termociclados para aumentar el envejecimiento del material e intentar reproducir un estudio in vivo.^{21,22,32,34,46,53}

Sin embargo, no existe ningún método in vitro que pueda reproducir el desgaste in vivo, ni existe la posibilidad de controlar todos los factores que desearíamos en los estudios in vivo (tipo de dieta, tiempo de utilización, higiene de la prótesis, la composición de la saliva, edad y sexo del paciente y parafunciones).

En los ensayos “in vitro”, suele utilizarse aparatología de carga cíclica, con simulación oral, y bajo dos o tres puntos de carga deslizantes, microdureza, etc.; en los realizados “in vivo”, se analizan las superficies (con o sin discos control) mediante microscopía electrónica de barrido, microrradiografía, perfilómetros (de contacto o no), sensores ópticos, escáneres tridimensionales; espectrografía de absorción, etc.⁸

En la bibliografía el promedio de desgaste vertical en los estudios in vivo de dientes de resinas acrílicas a los seis meses es de más o menos -20.5 μm (± 14.6).^{33,37,38,44}

Los resultados en este período no muestran diferencias significativas por lo que no puede rechazarse la hipótesis nula de que no existen diferencias significativas en lo que se refiere al desgaste entre ambos tipos de dientes.

Sin embargo, debería continuarse la evaluación macroscópica a un período de tiempo mayor y contrastar los resultados macroscópicos con el estudio microscópico de evaluación del patrón de desgaste.

Por lo antes mencionado, este estudio se continuará con la evaluación macroscópica de la pérdida vertical de desgaste para todos los dientes seleccionados en los tres períodos de evaluación.

Se recogieron un total de 528 perfiles fotográficos: 8 dientes seleccionados multiplicados por 2 juegos de completas multiplicado por 11 pacientes por 3 momentos de evaluación (0, 3 y 6 meses).

Con respecto a la evaluación microscópica, como se mencionó en el método, se escogió la microscopia de barrido (SEM), ya que en la bibliografía es la que mas documentada está para ello y nos permitiría evaluar los cambios del patrón de superficie de ambos materiales en los primeros períodos de uso clínico, que es cuando el desgaste en proporción es mayor con respecto a otros periodos evaluados.^{24,33,34,44,46}

Se descartó el microscopio de fuerza atómica (AFM) por ser un sistema de detección de desgaste demasiado sensible a la pérdida de sustancia, ya que detecta pérdida de sustancia a nanoescala (en nm) como máximo desgaste de tres a cinco micrómetros, lo que impediría evaluar el desgaste en intervalos de tres meses. Por otro lado solo puede leer muestras planas, que impediría evaluar superficies desgastadas con planos inclinados.

En este tipo de microscopio las muestras deben prepararse con un diámetro de 1.5 mm, lo que implicaría introducir errores de técnica ya que cortar la escayola a esa escala sería casi imposible.

7. CONCLUSIONES

Con las limitaciones de este estudio, se ha determinado que no existen diferencias estadísticamente significativas en el período de tres meses de evaluación en lo que se refiere a la medición macroscópica del desgaste vertical de los dientes de NHC comparado con dientes convencionales como material de referencia.

Tampoco se hallaron diferencias en el desgaste entre los dientes posteriores y anteriores de ambos materiales.

8. ANEXOS

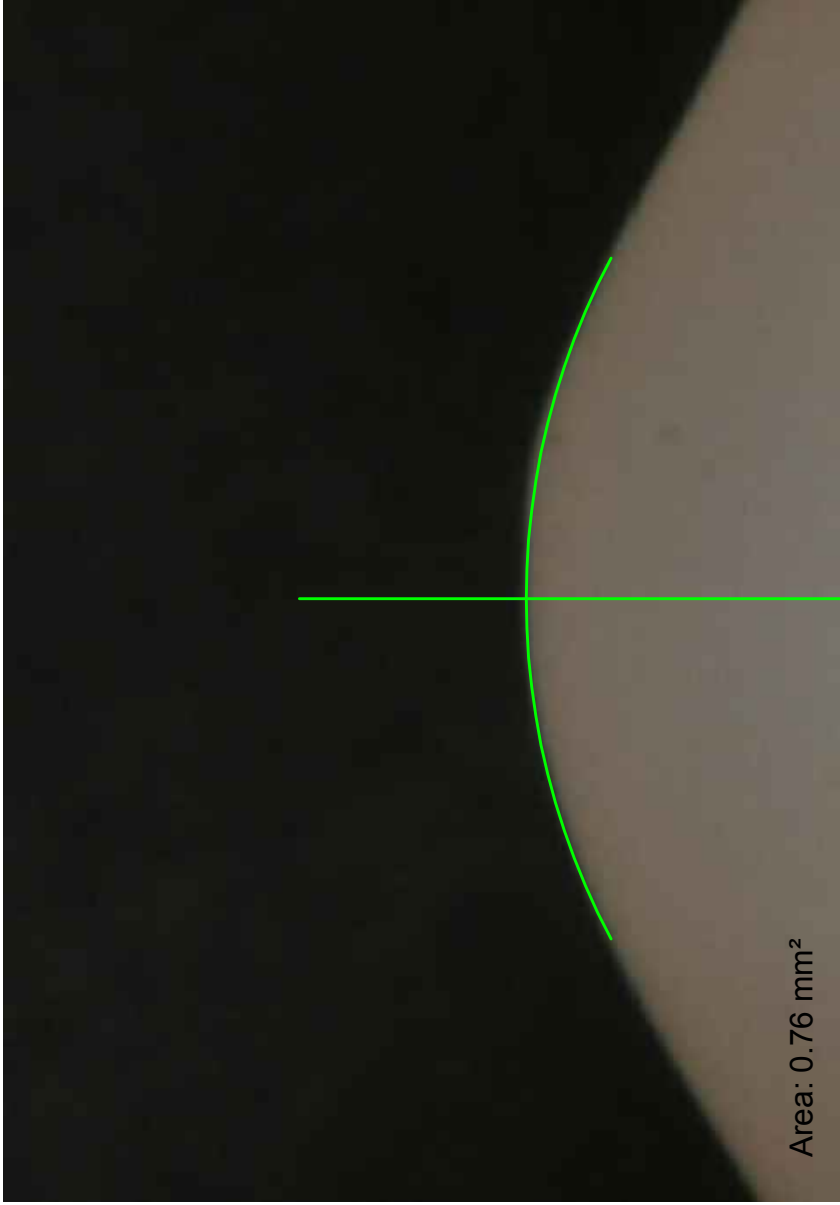
8.1. FOTOGRAFÍAS DE LOS PERFILES

PACIENTE N°: 01, 02, 03, 04 y 05

TIPO DE PRÓTESIS: P1 (Phonares) y P2 (Vivodent)

PIEZA DENTARIA: 14, 16, 23 y 42

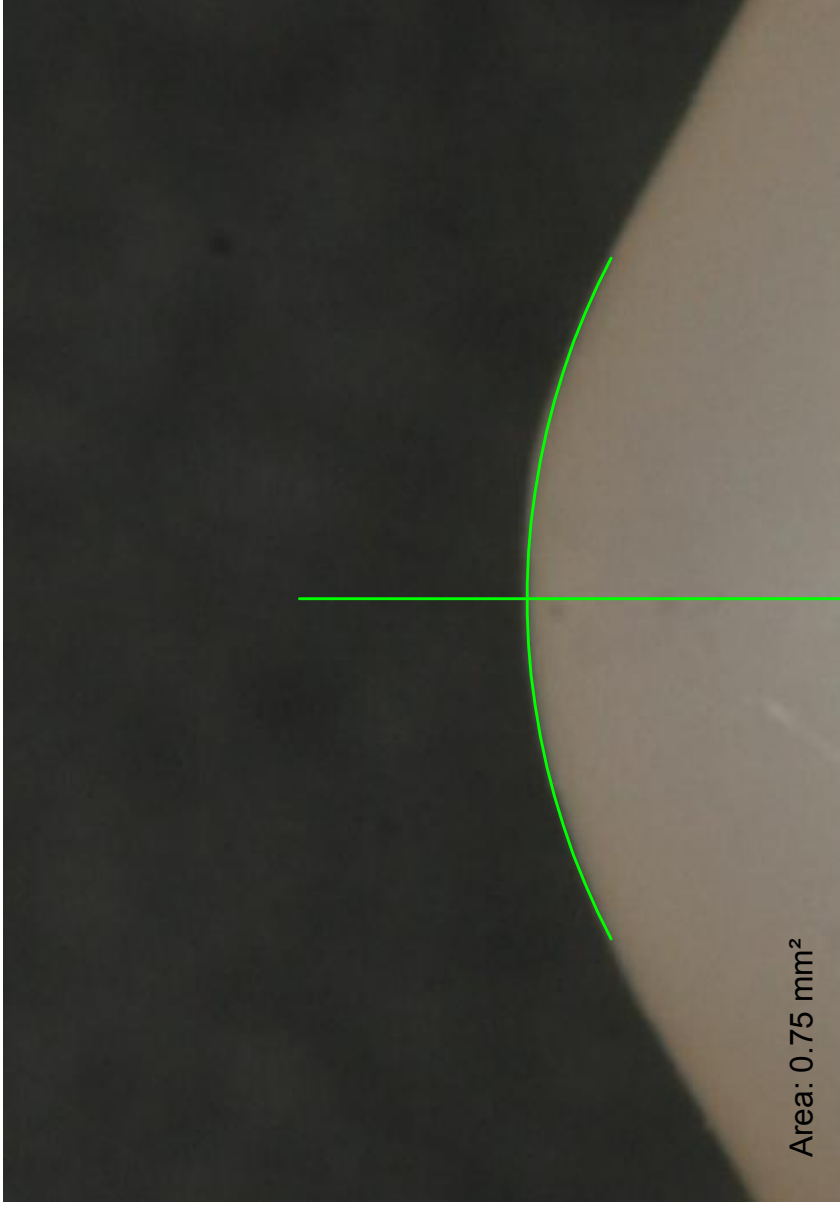
MES: 0 y 3



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

MES: **0**

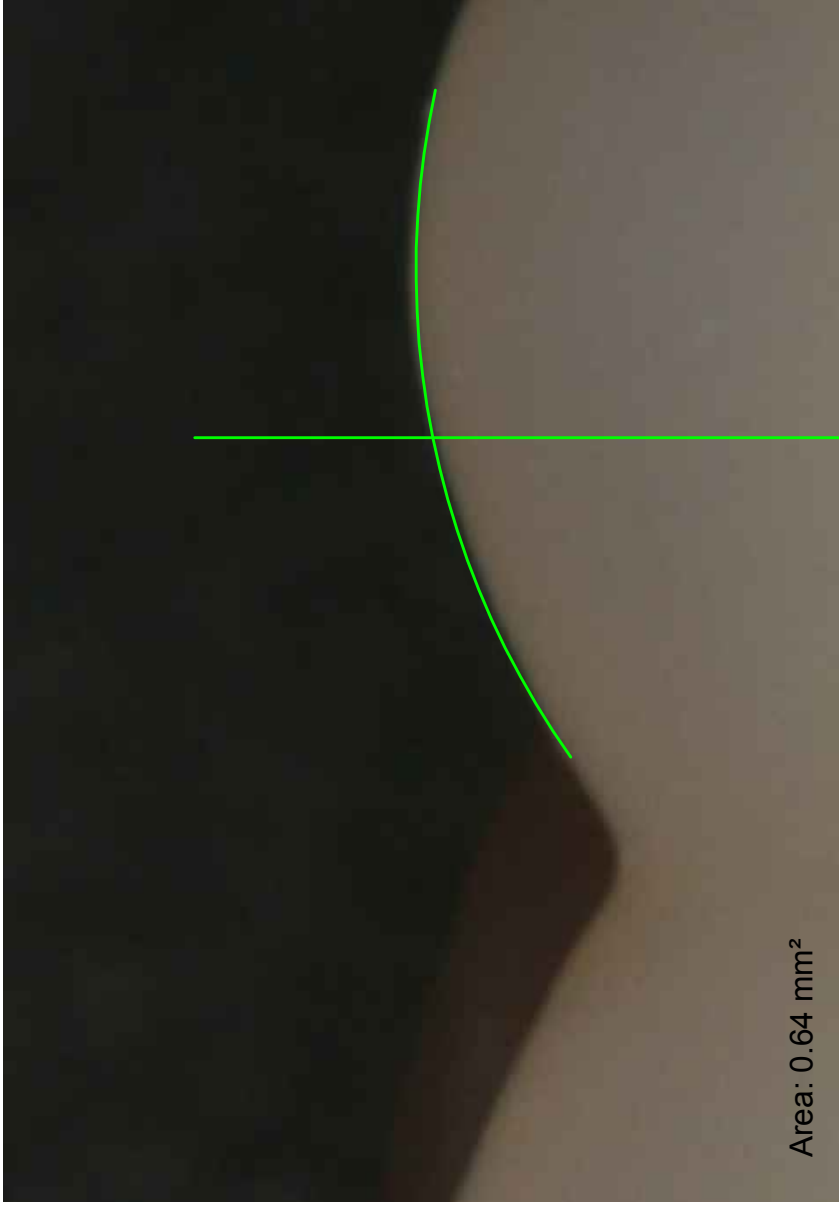


Area: 0.75 mm²

PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

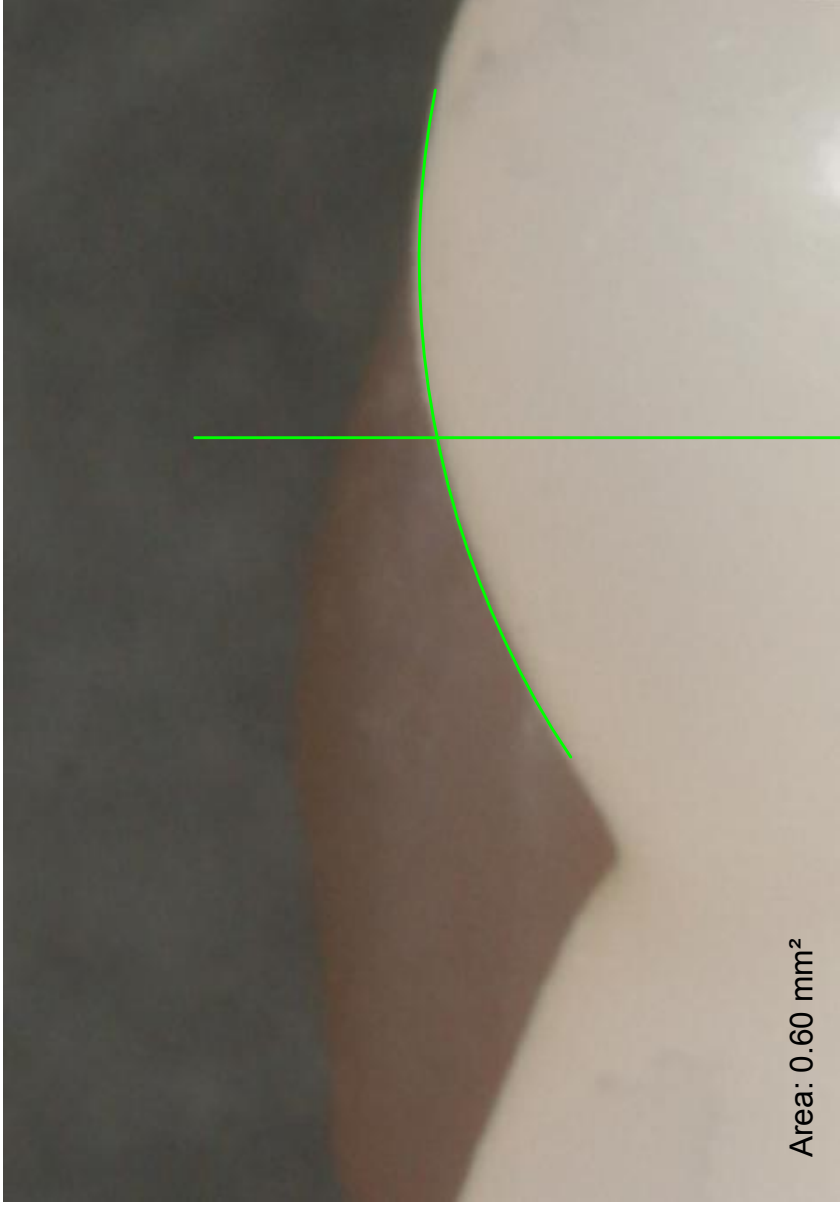
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

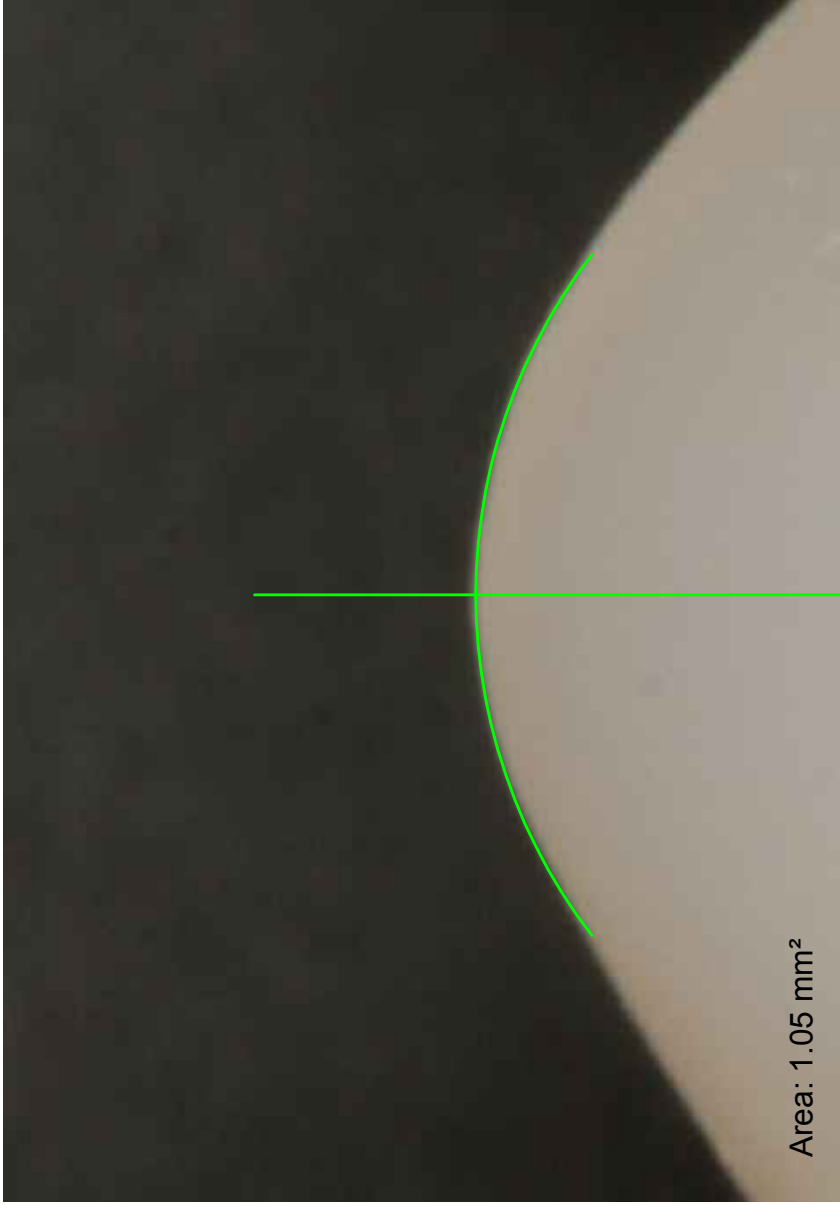
MES: **0**



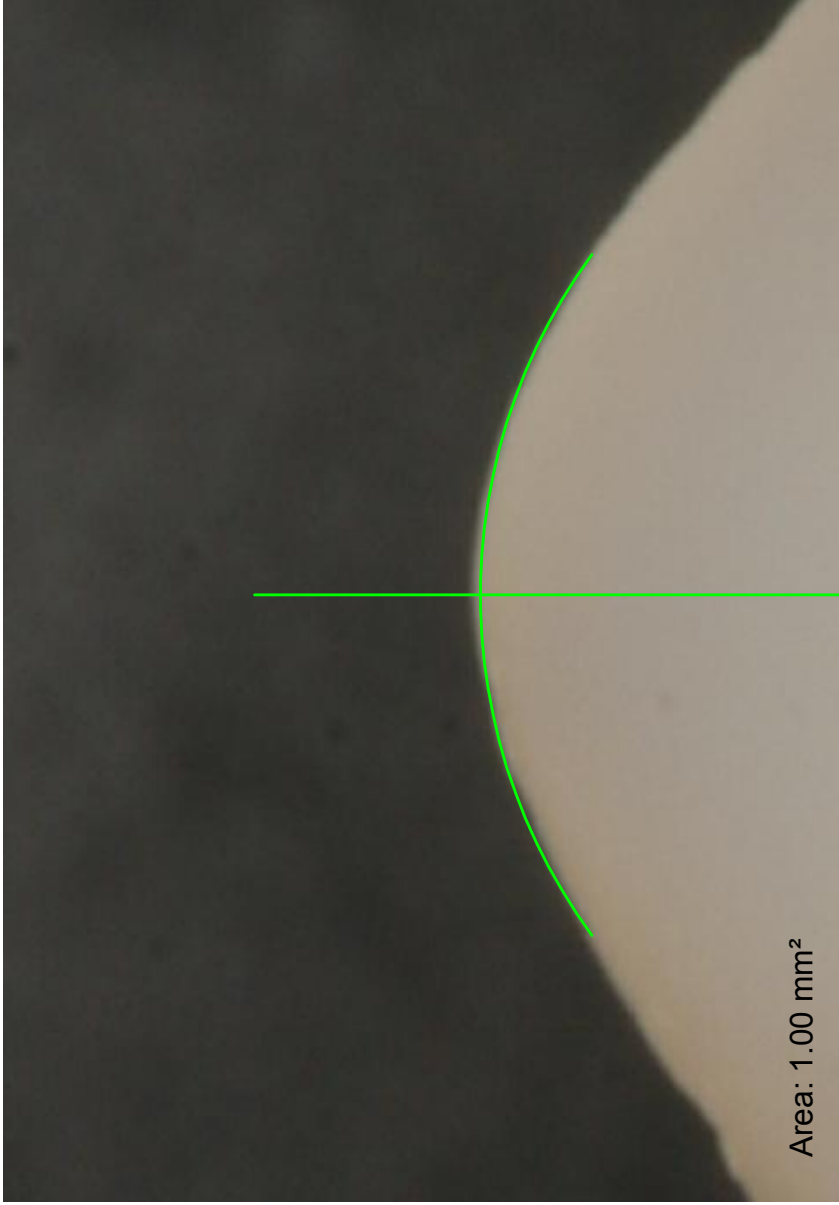
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

MES: **3**



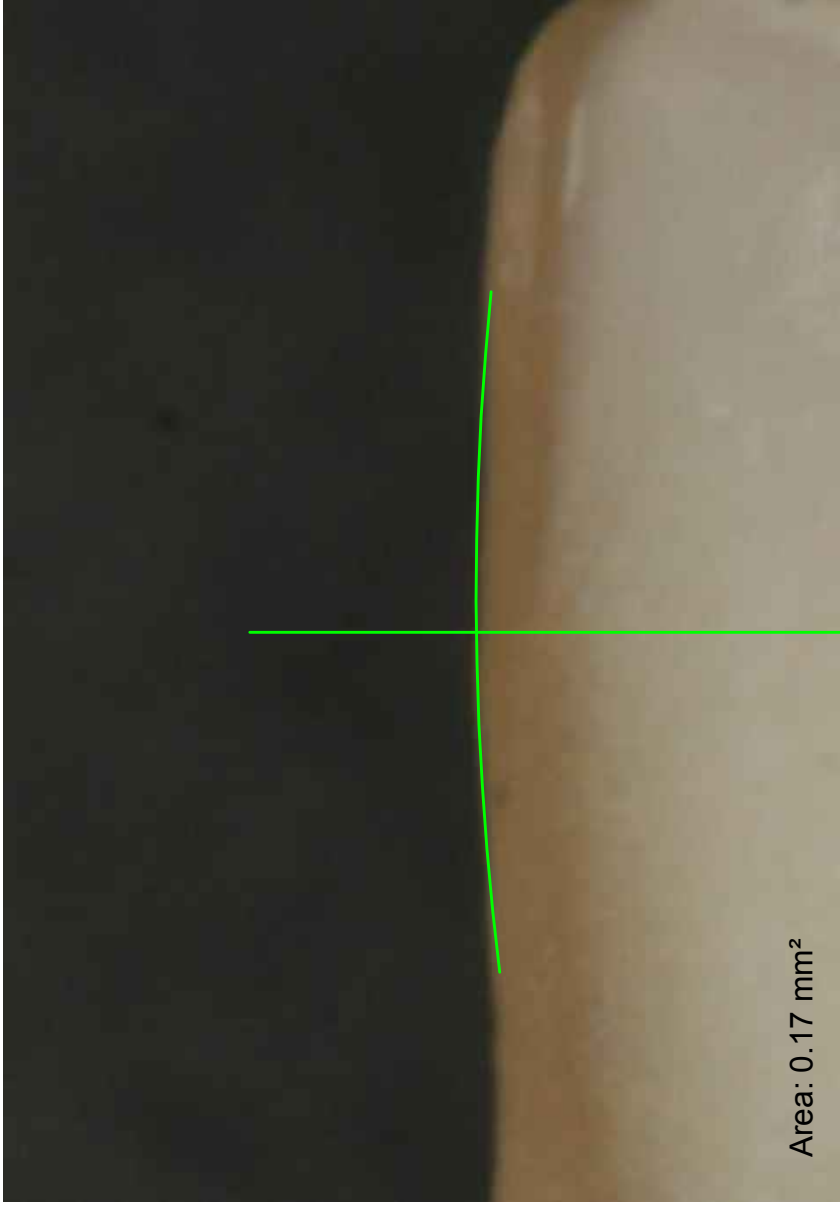
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1** PIEZA DENTARIA N° **23** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

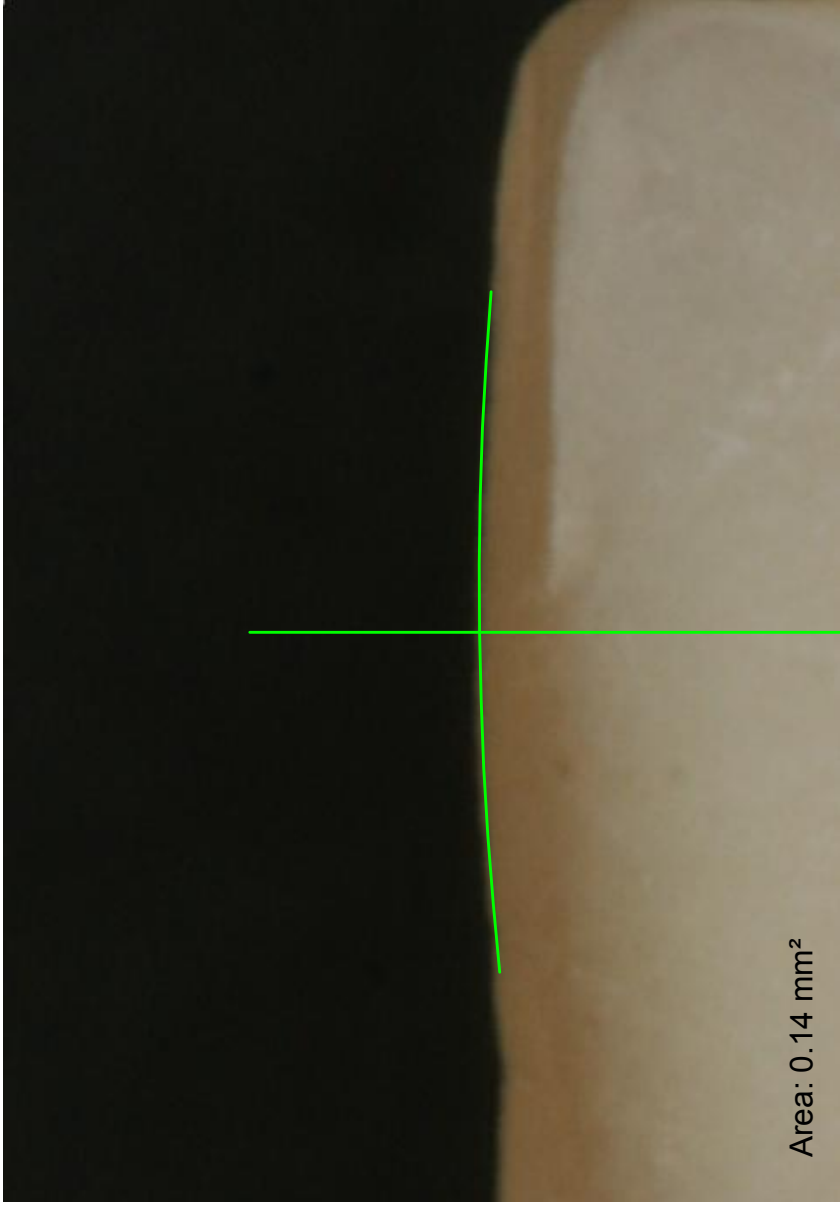
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

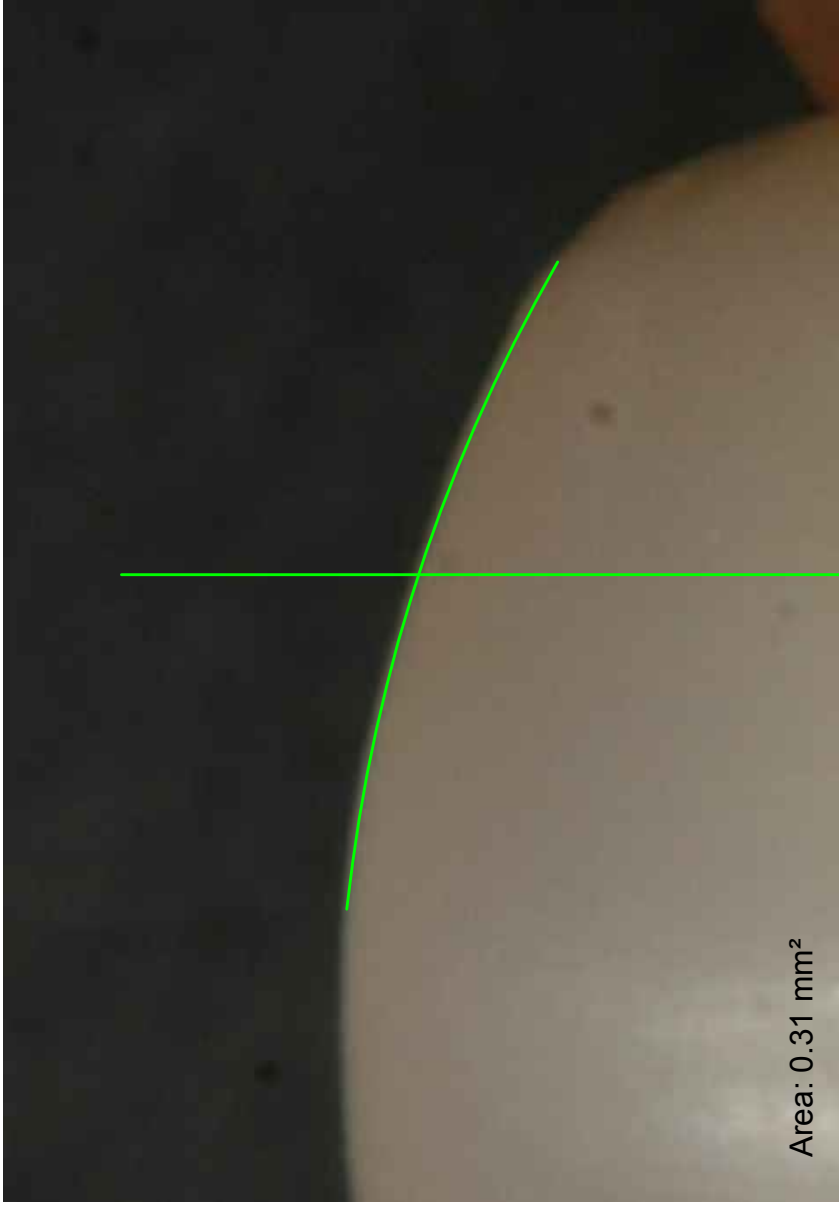
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

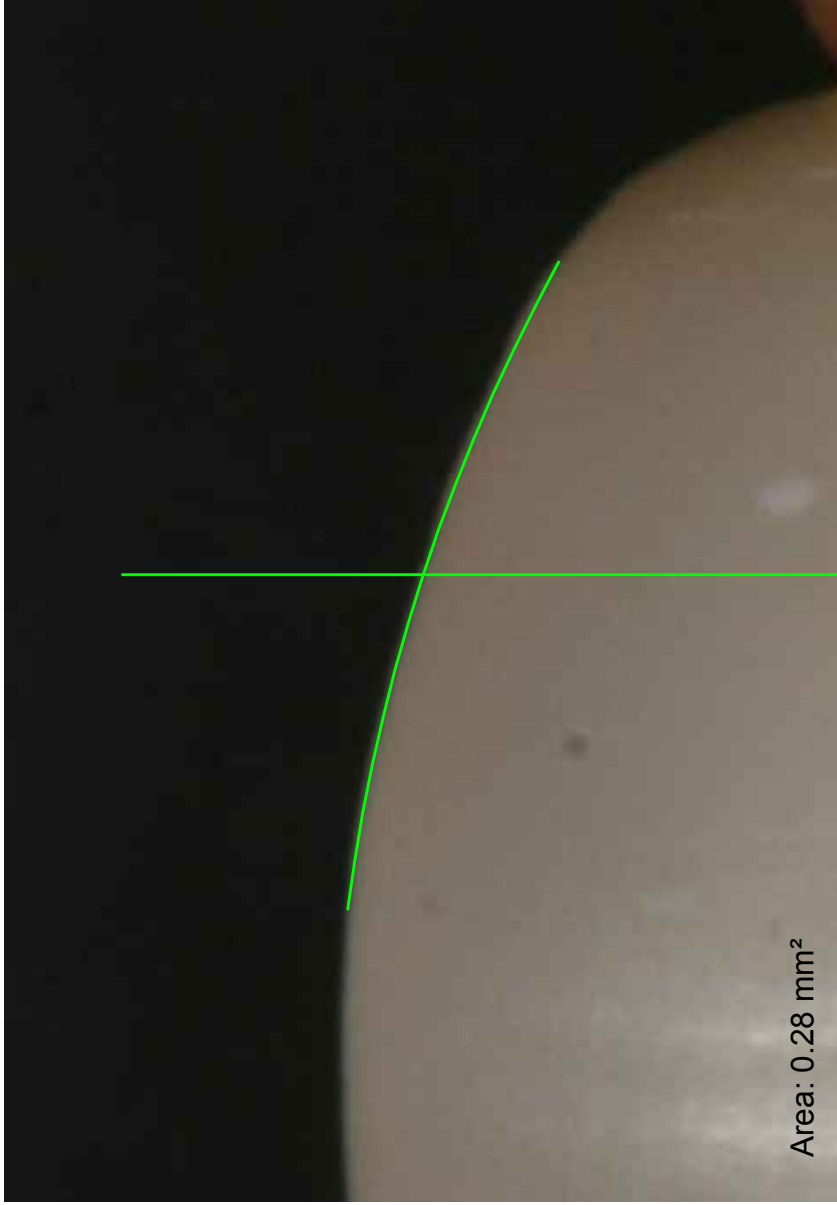
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

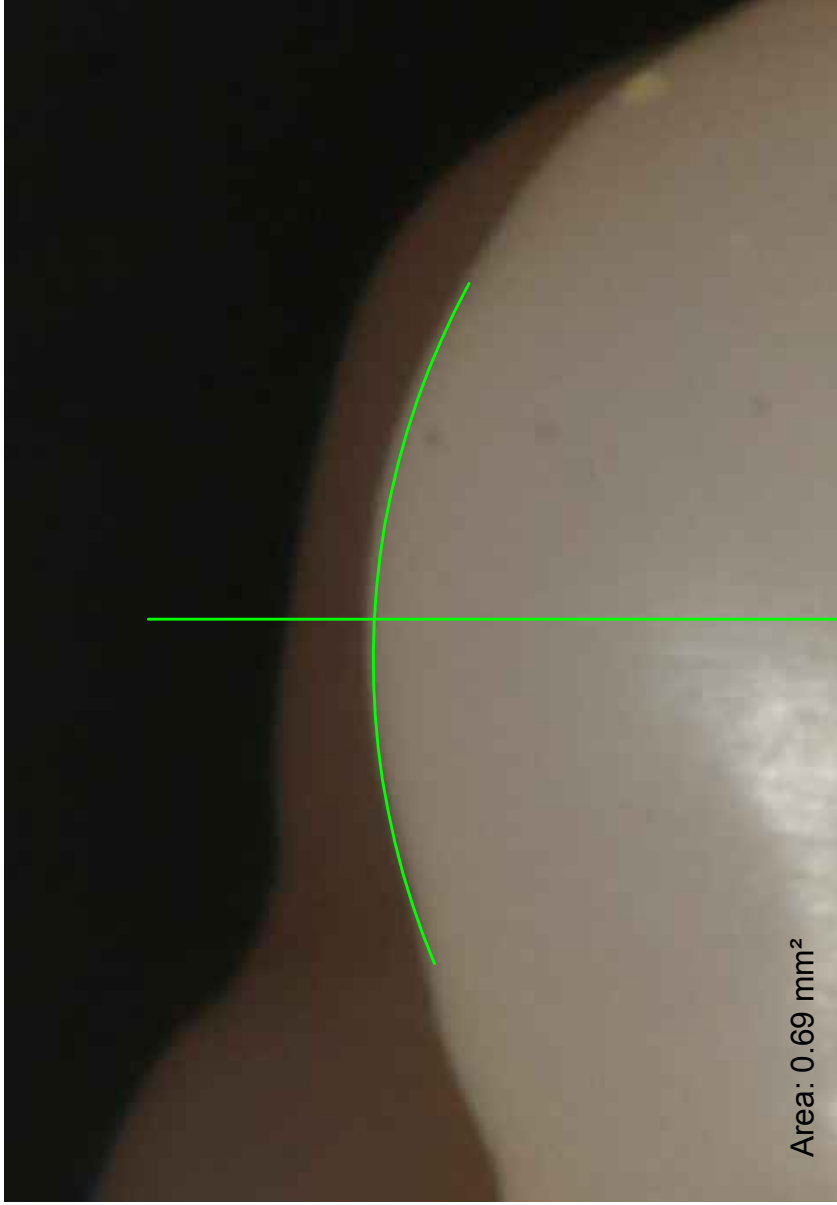
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

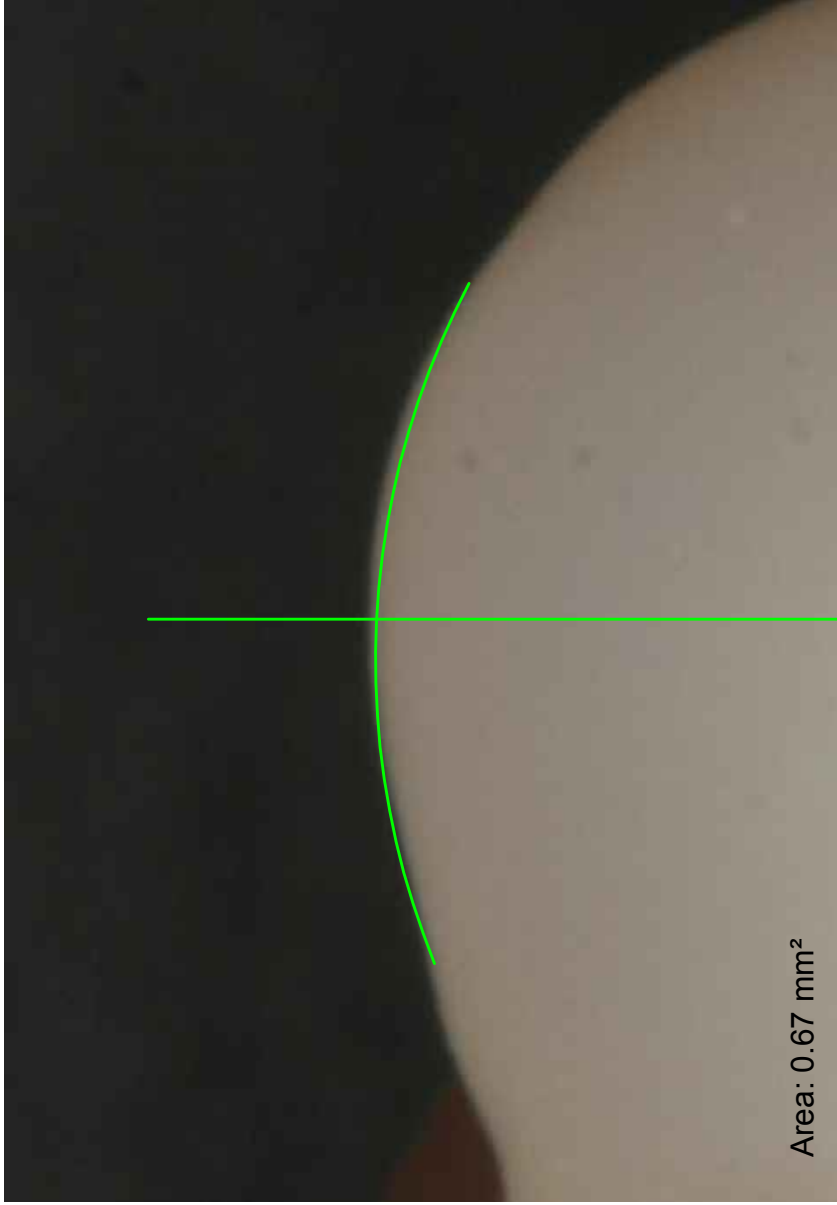
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

MES: **0**

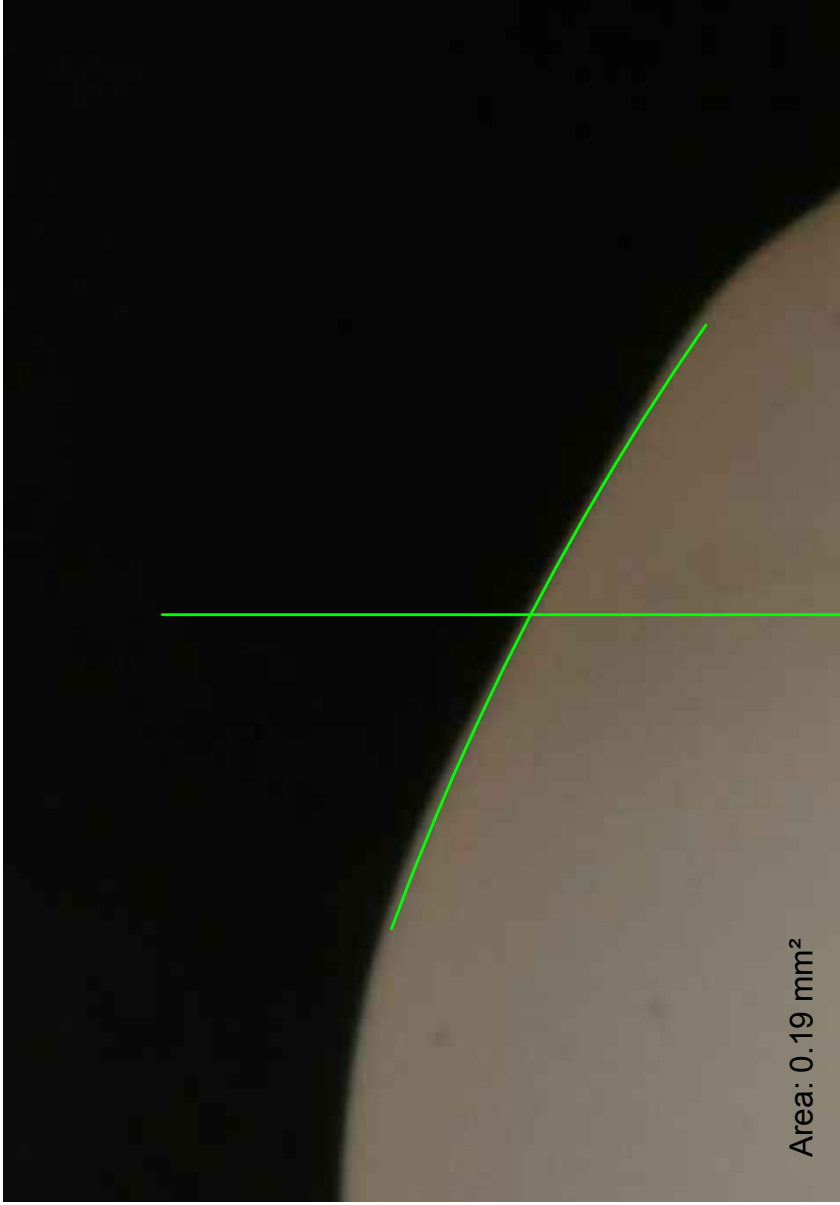


Area: 0.67 mm²

PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

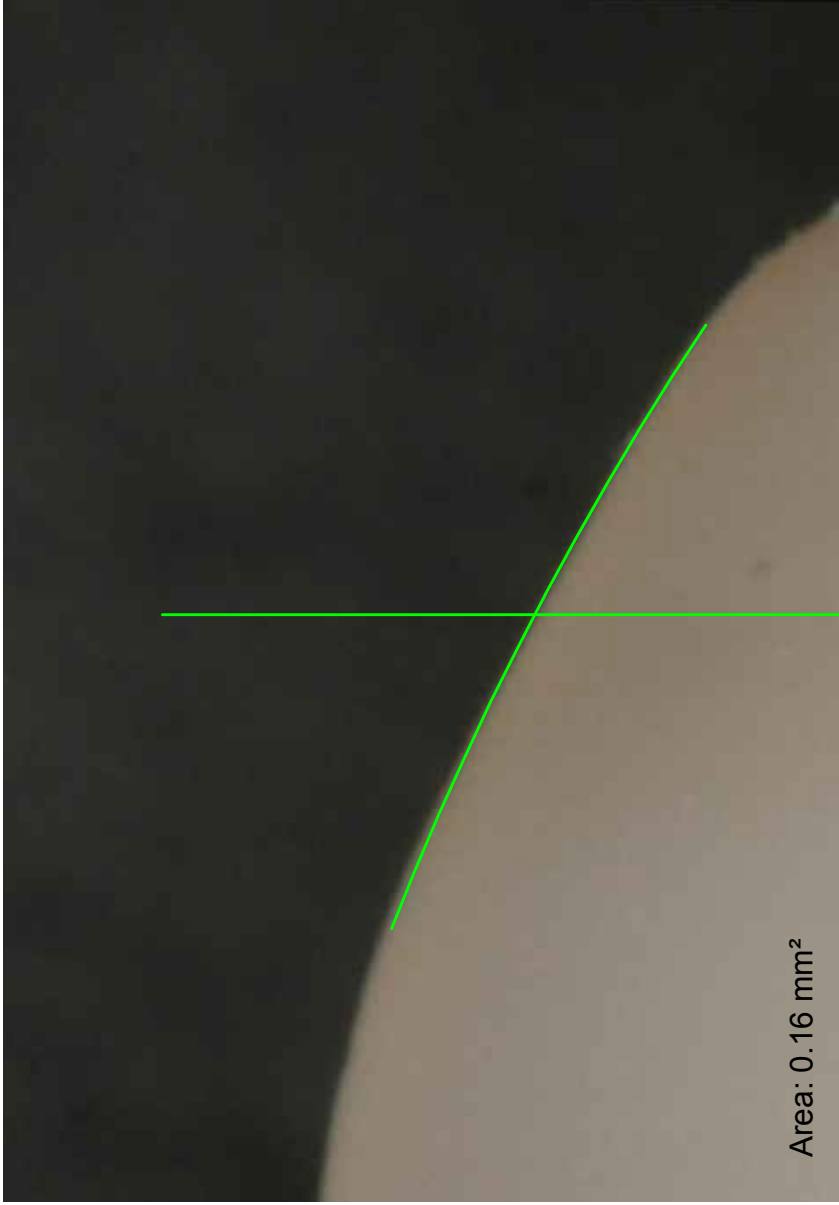
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

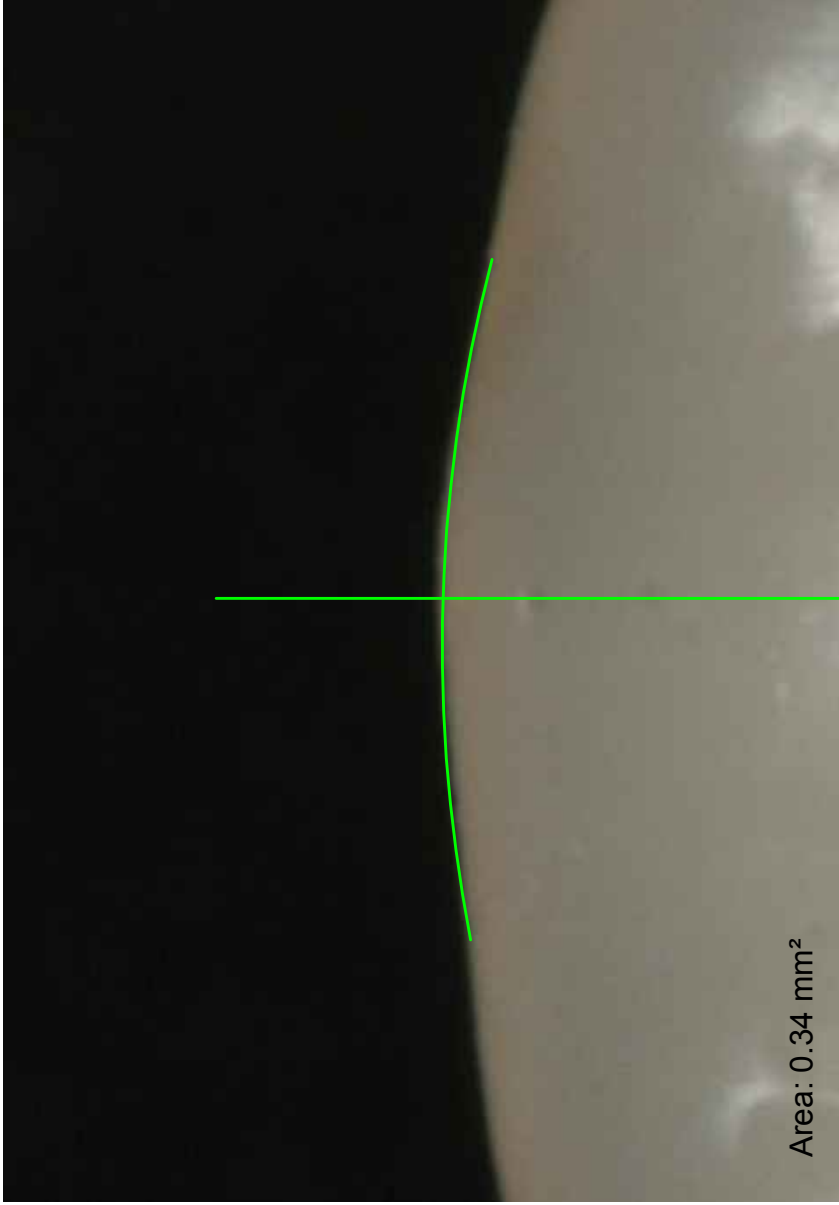
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

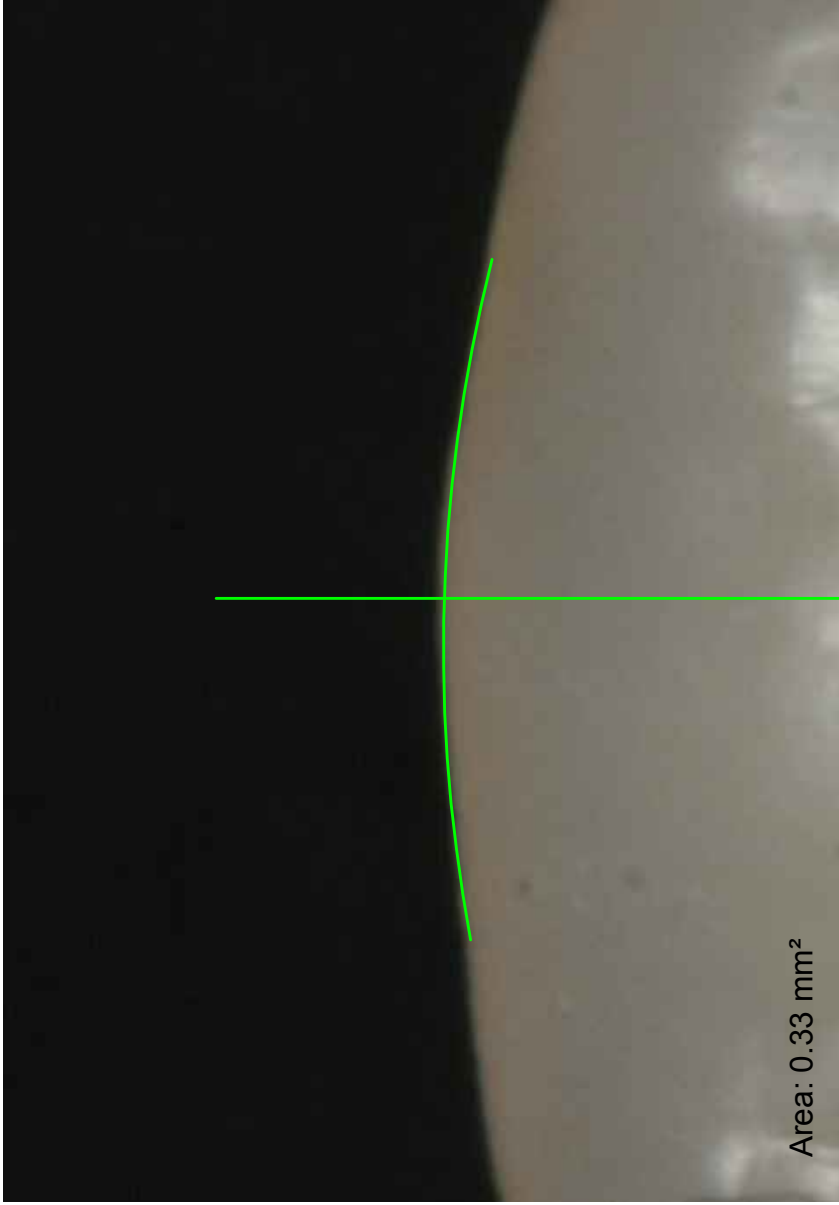
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

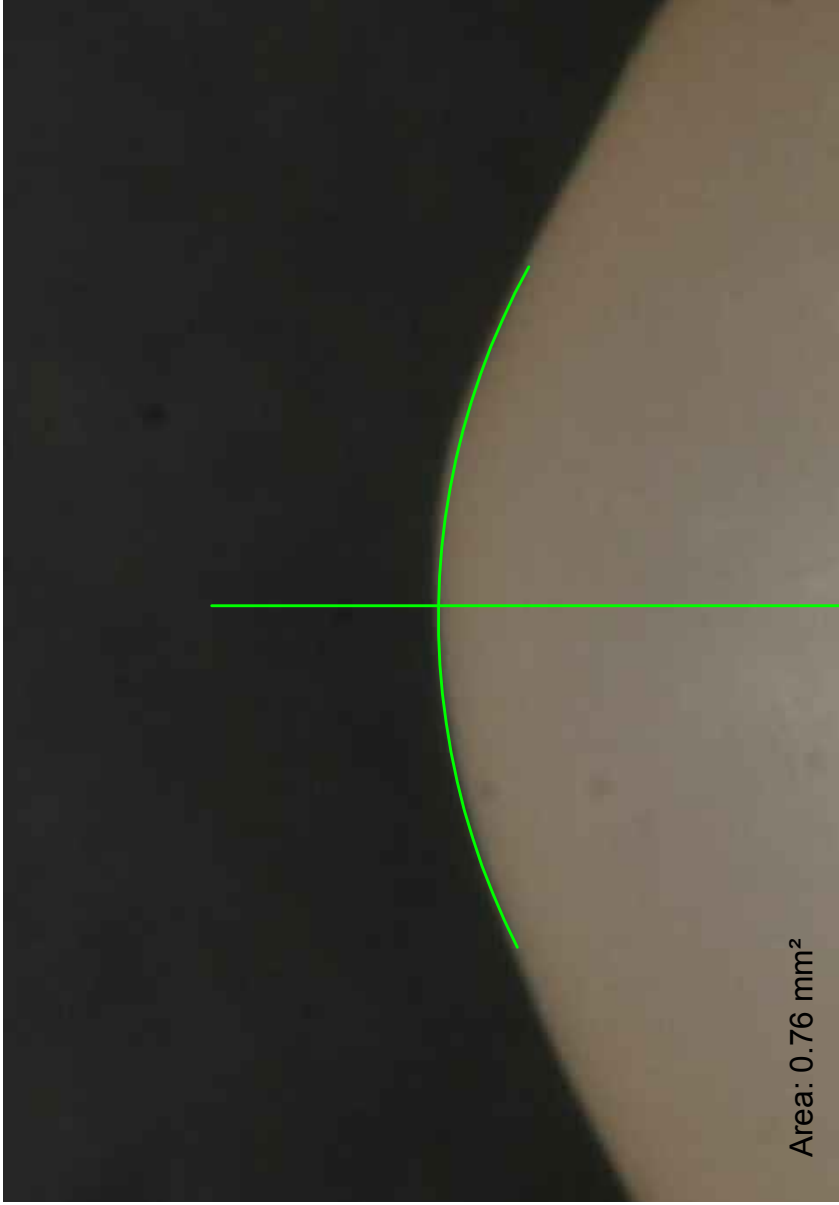
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

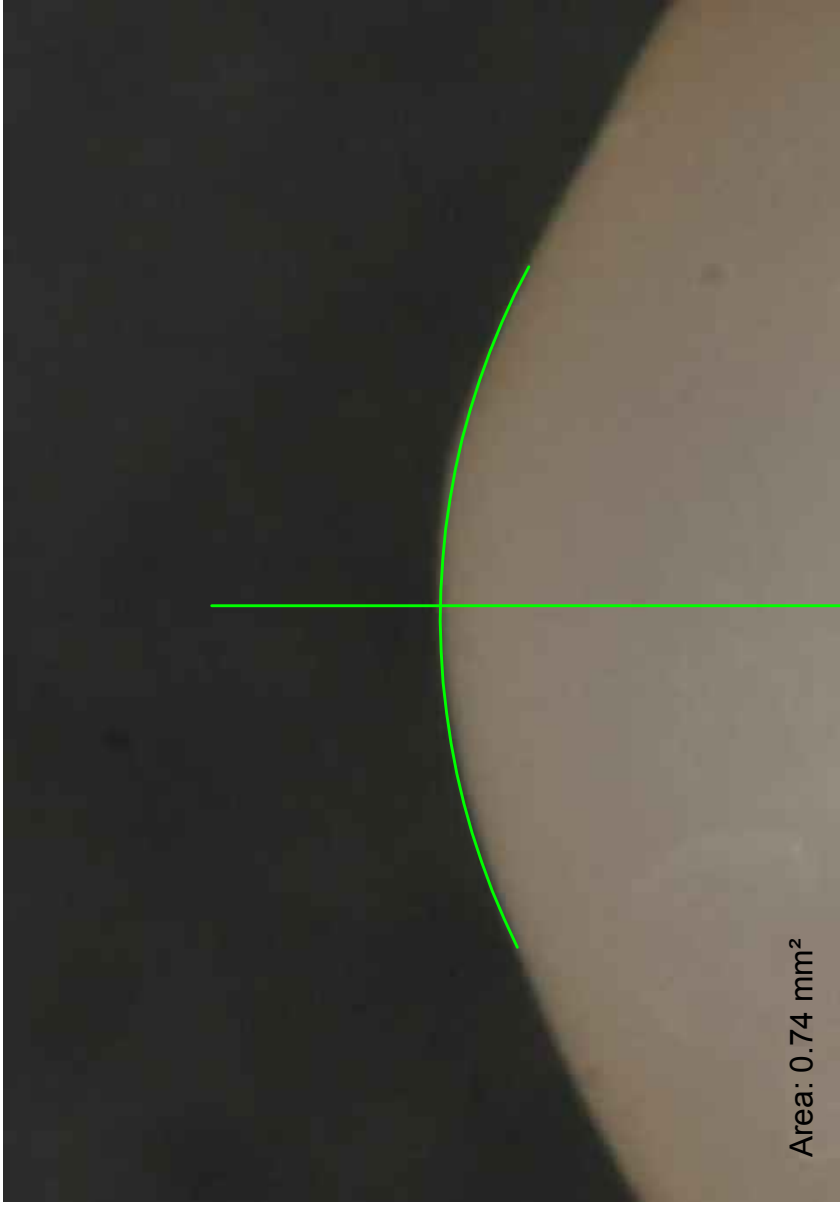
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

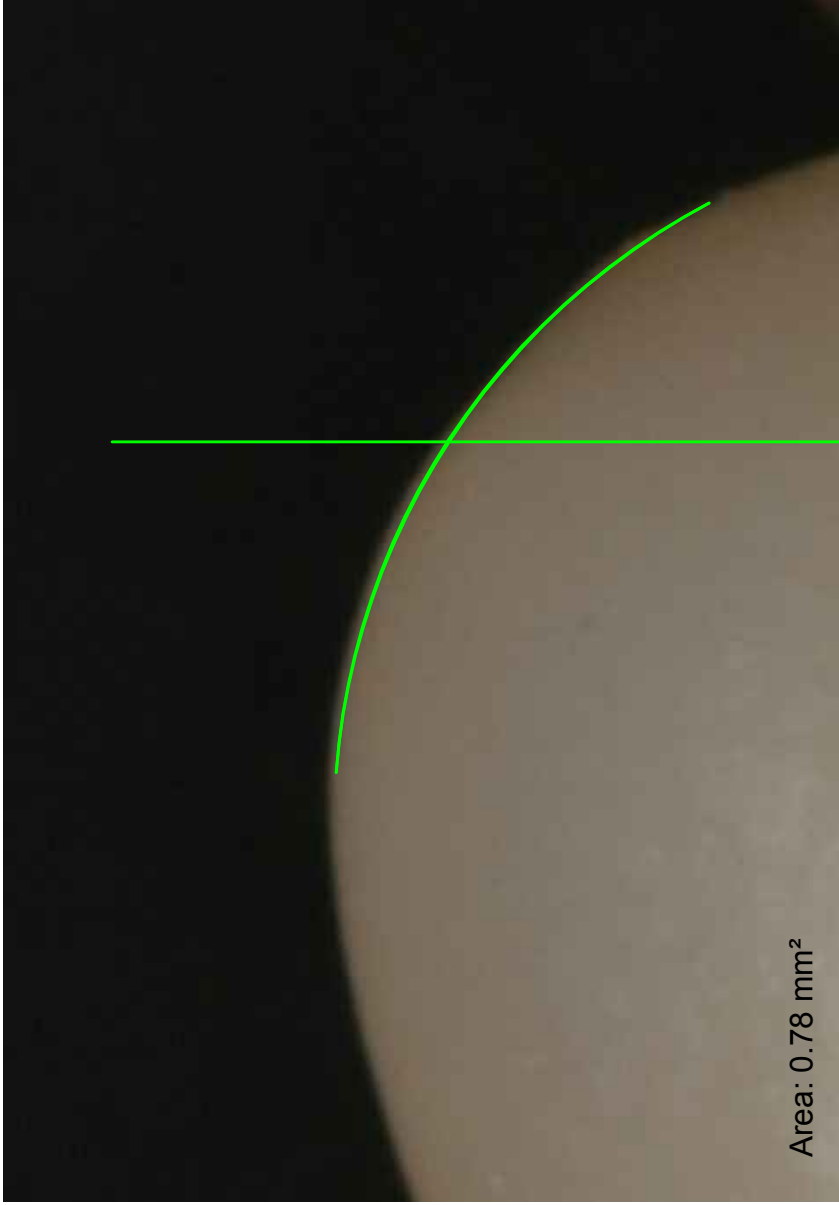
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

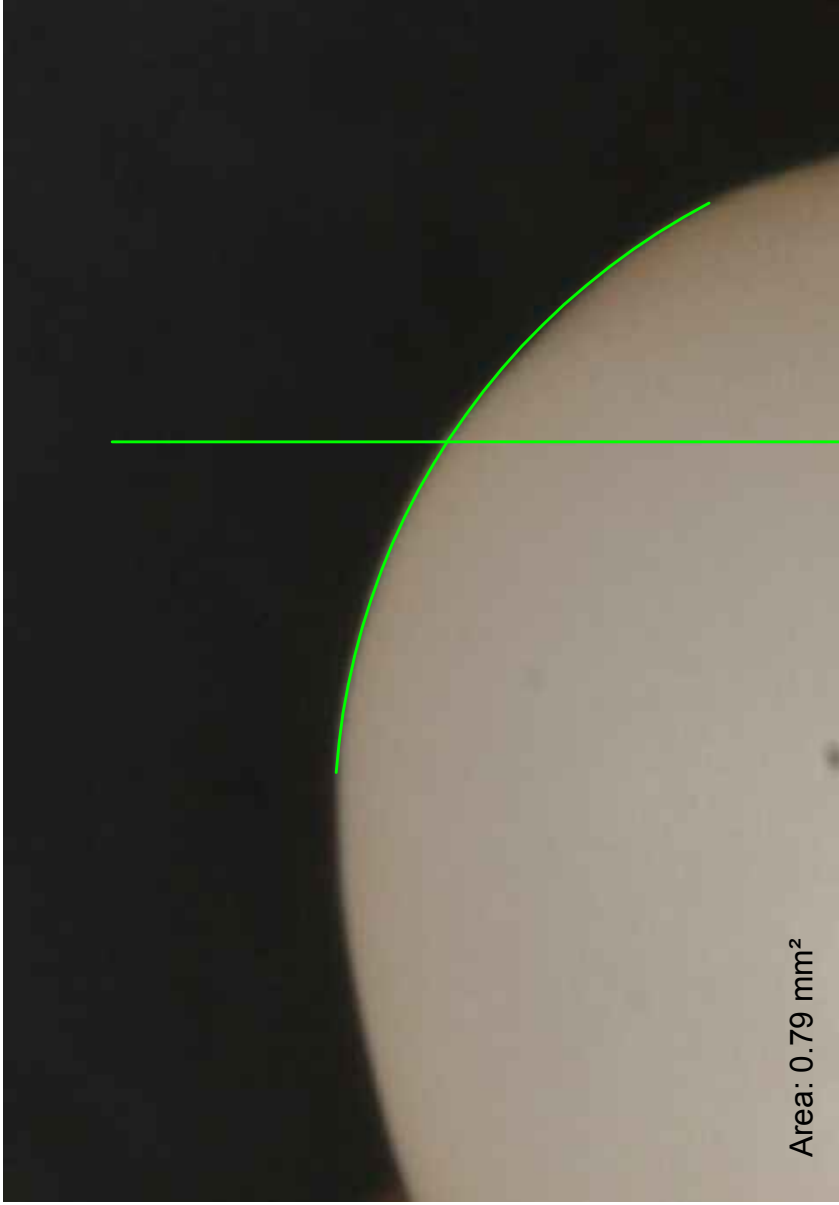
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

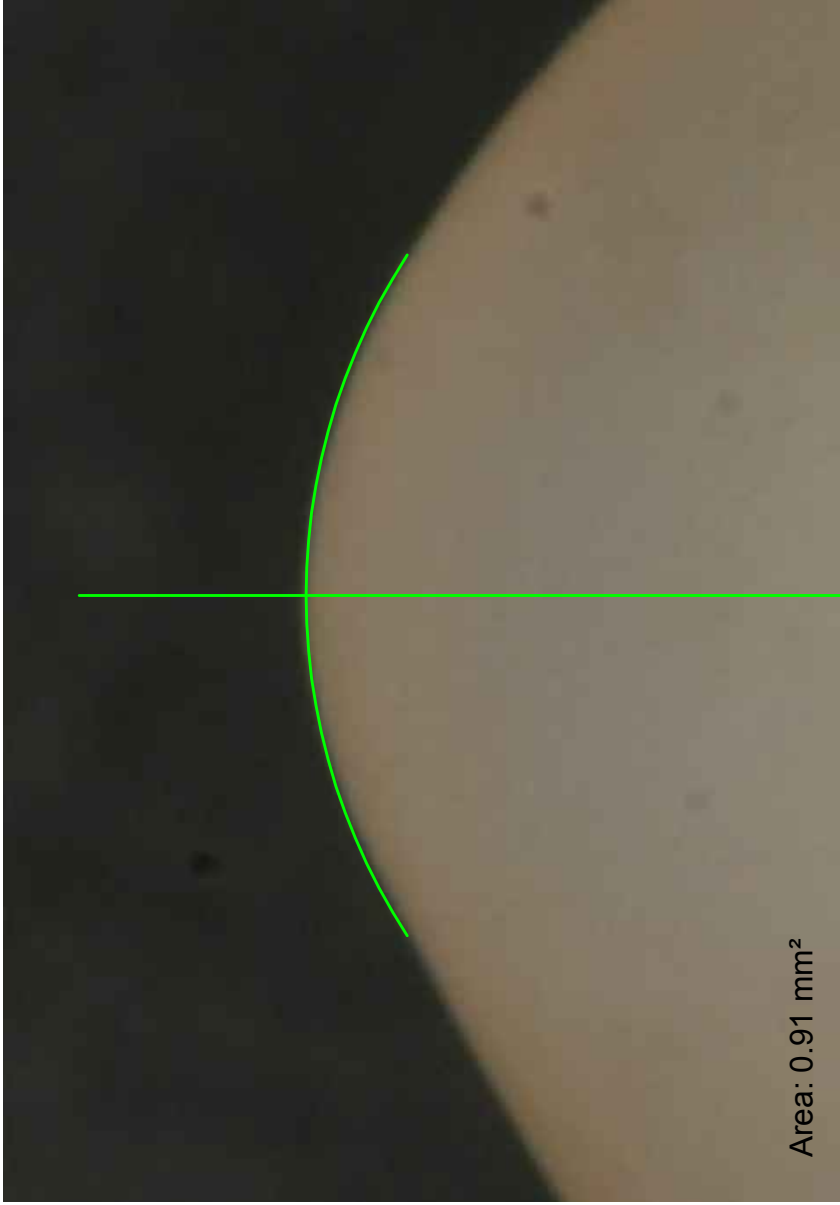
MES: **0**



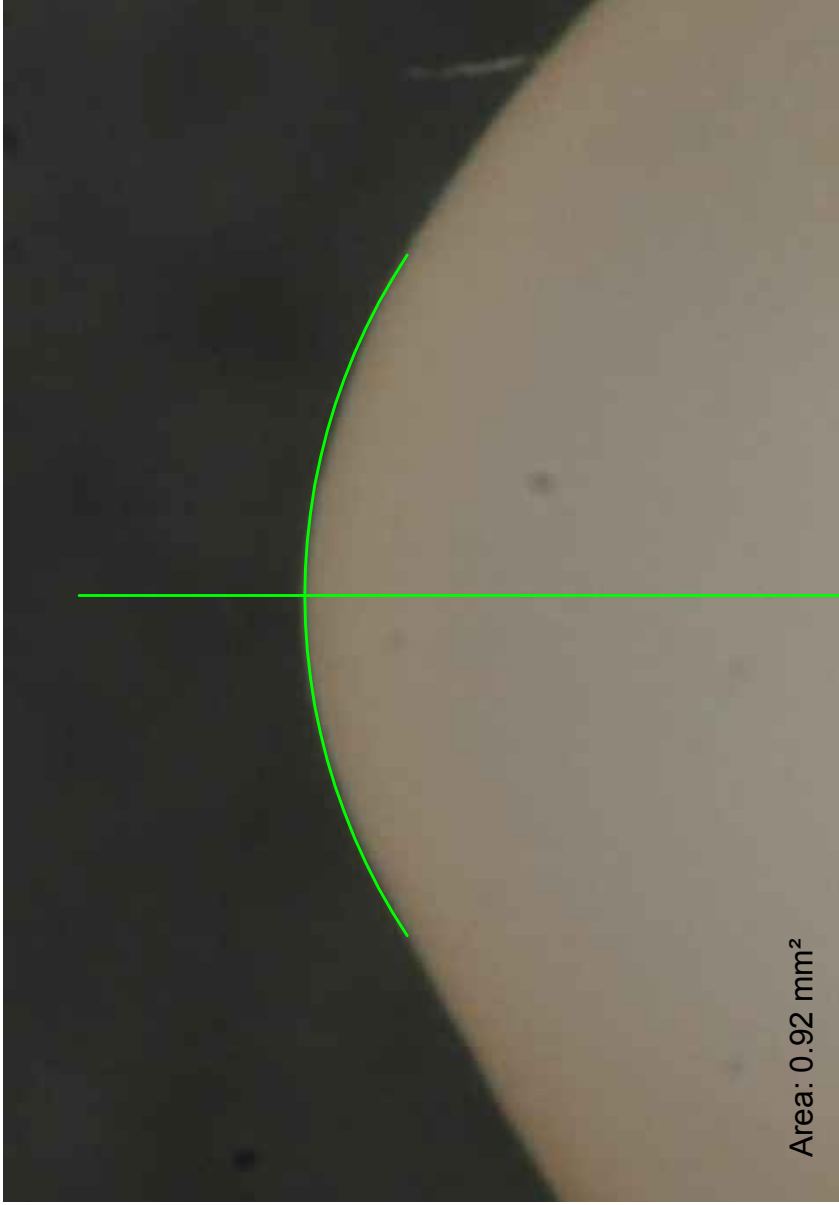
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

MES: **3**



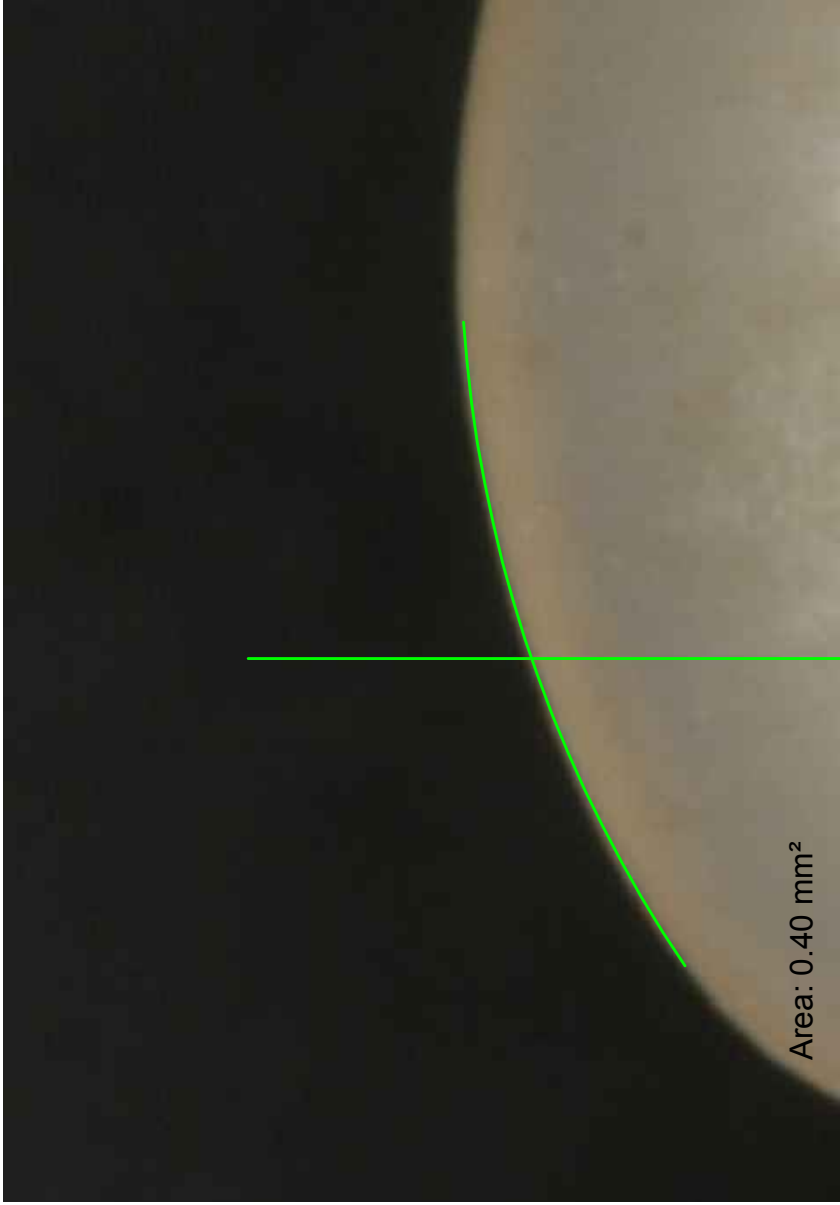
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1** PIEZA DENTARIA N° **23** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

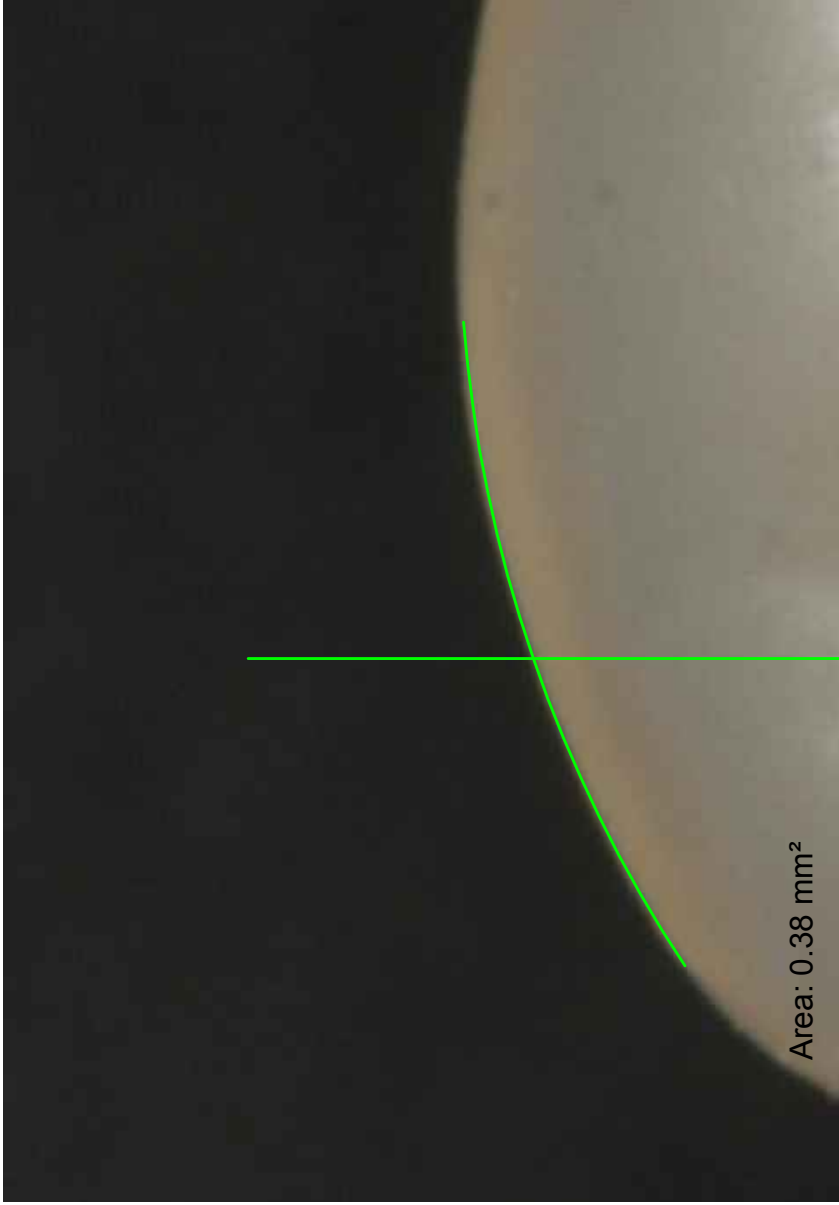
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

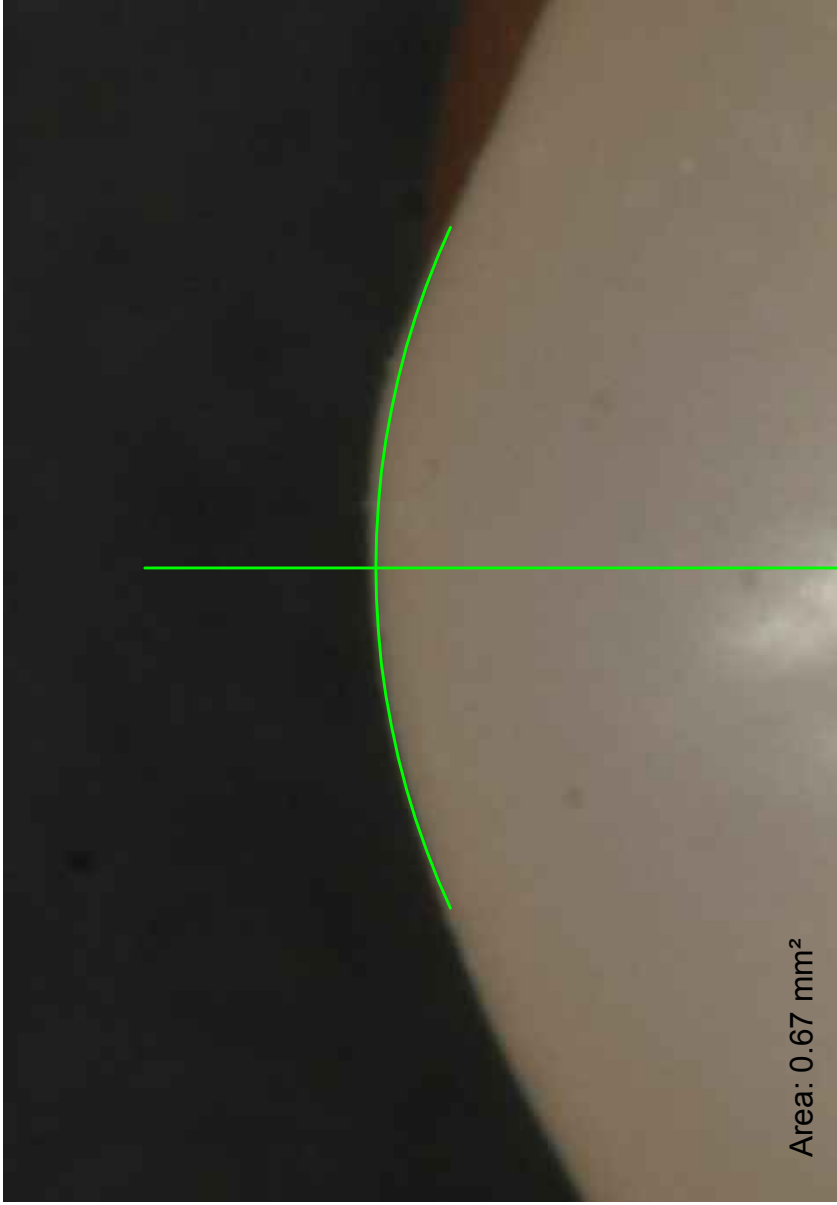
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

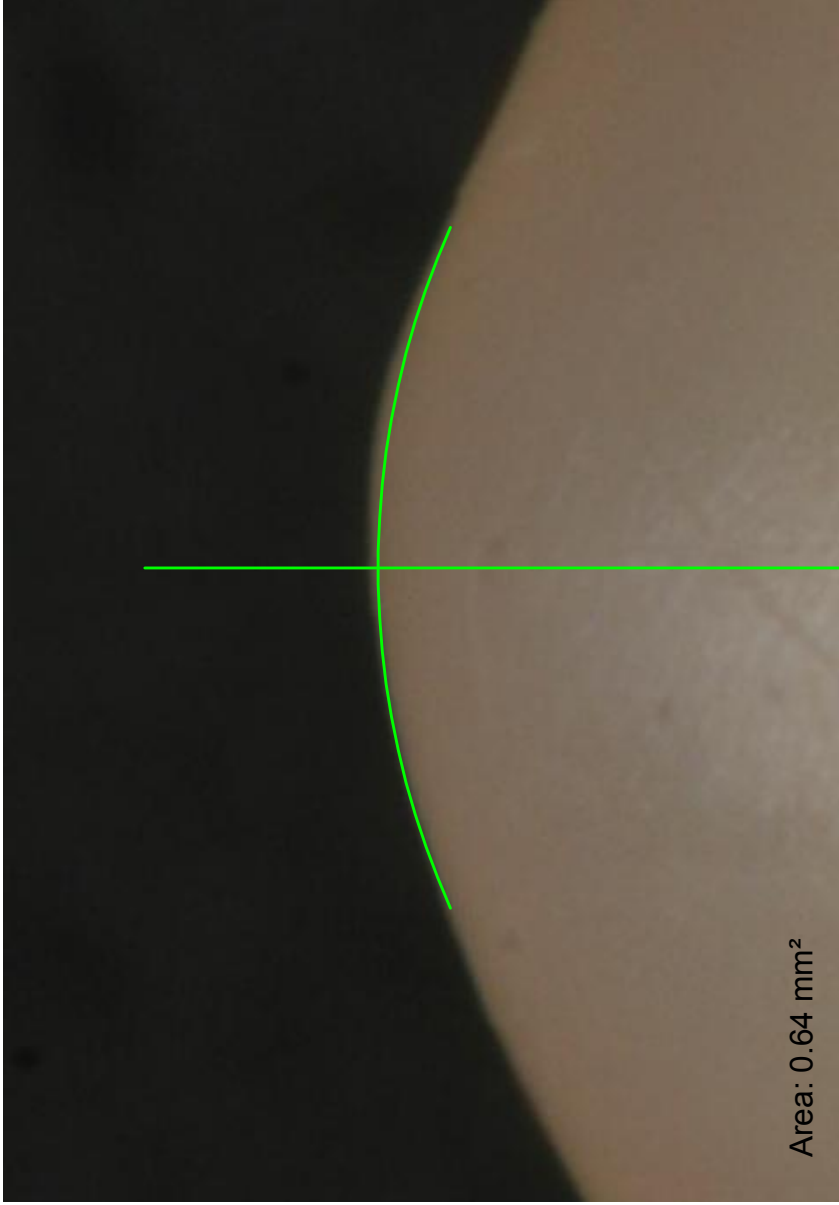
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

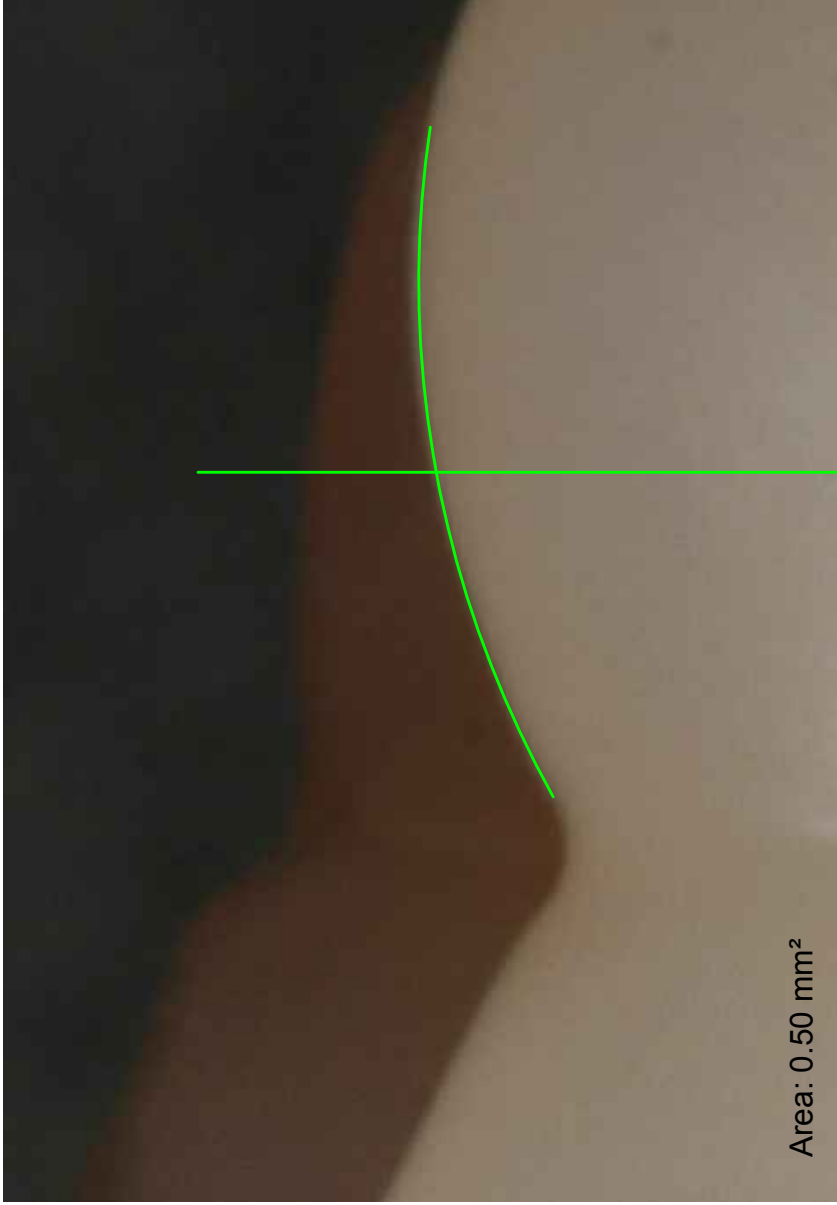
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

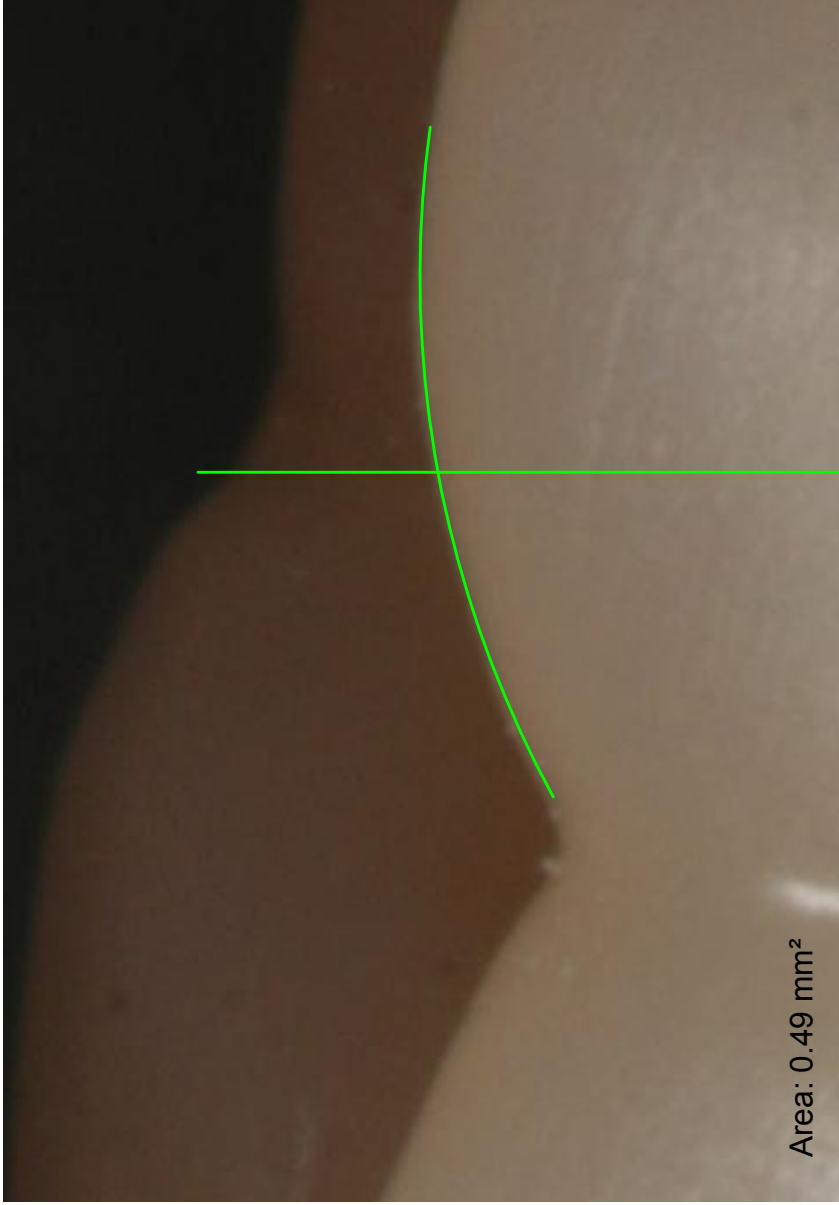
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

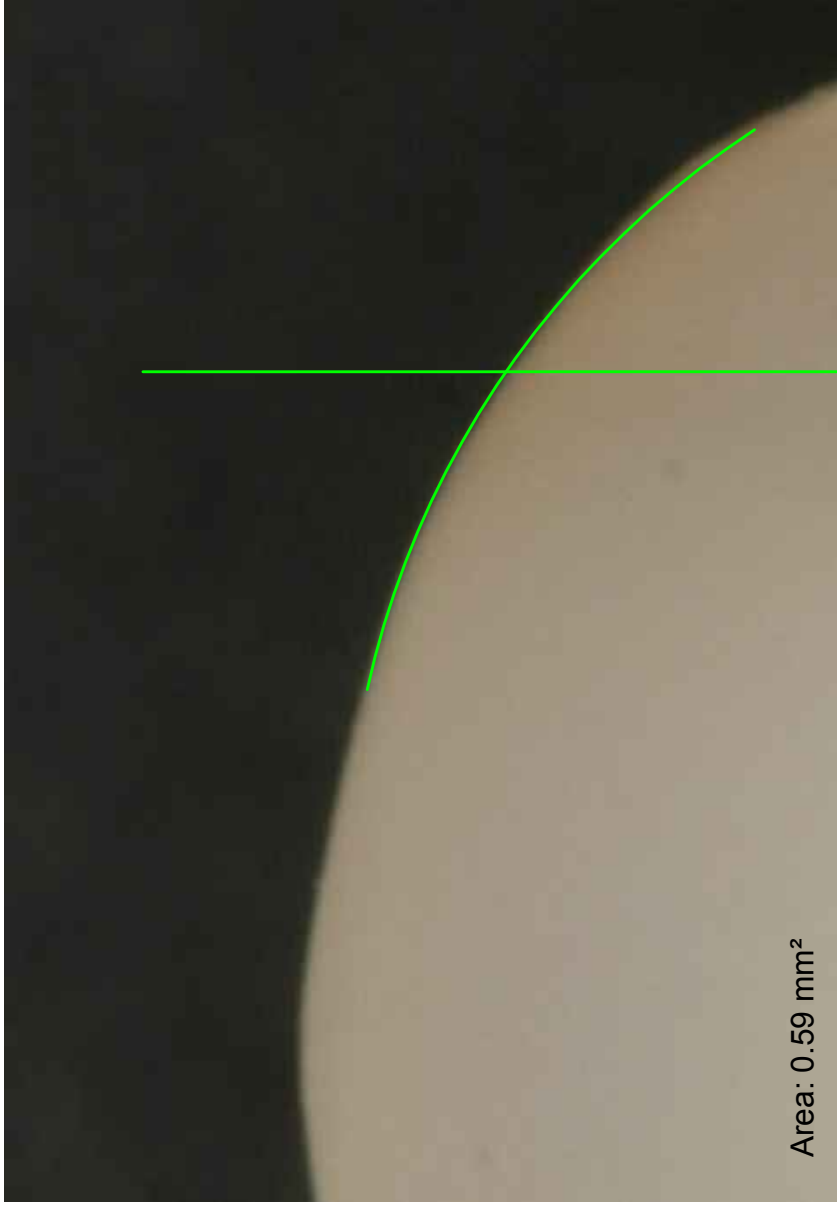
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

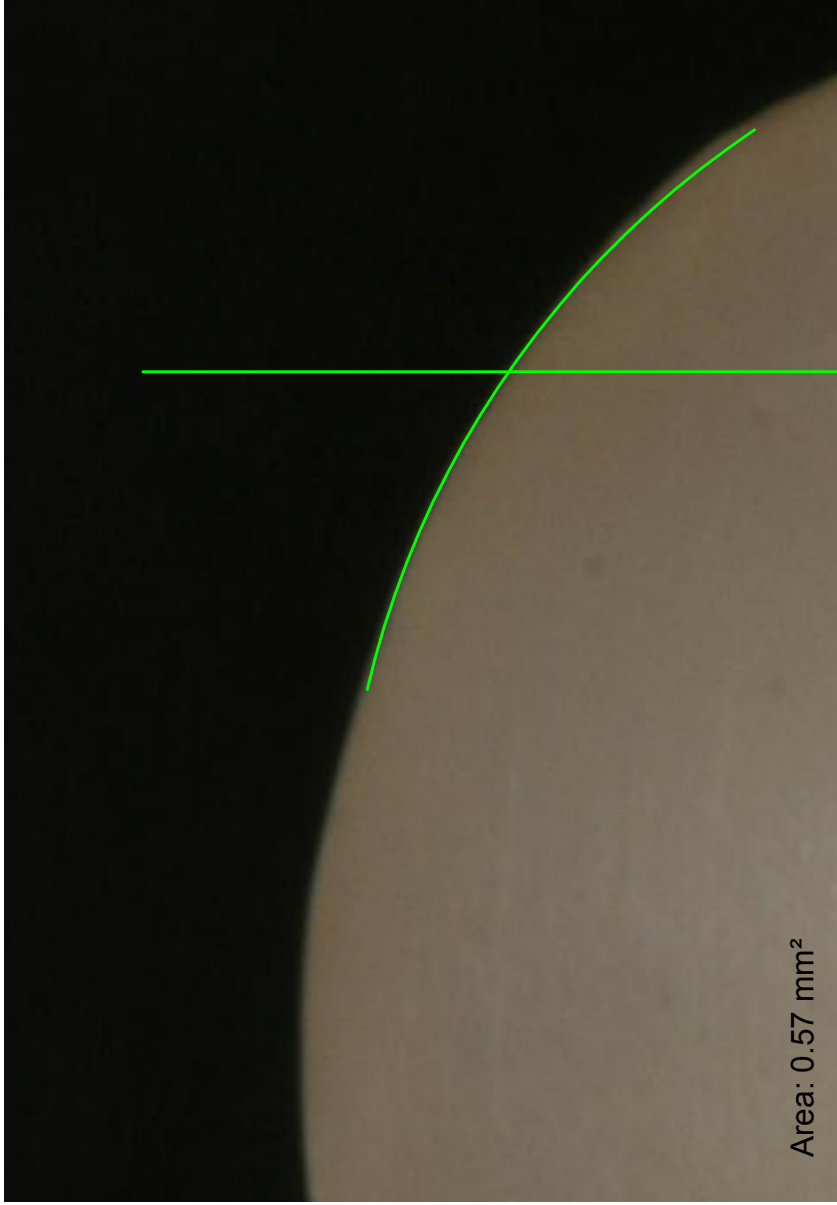
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

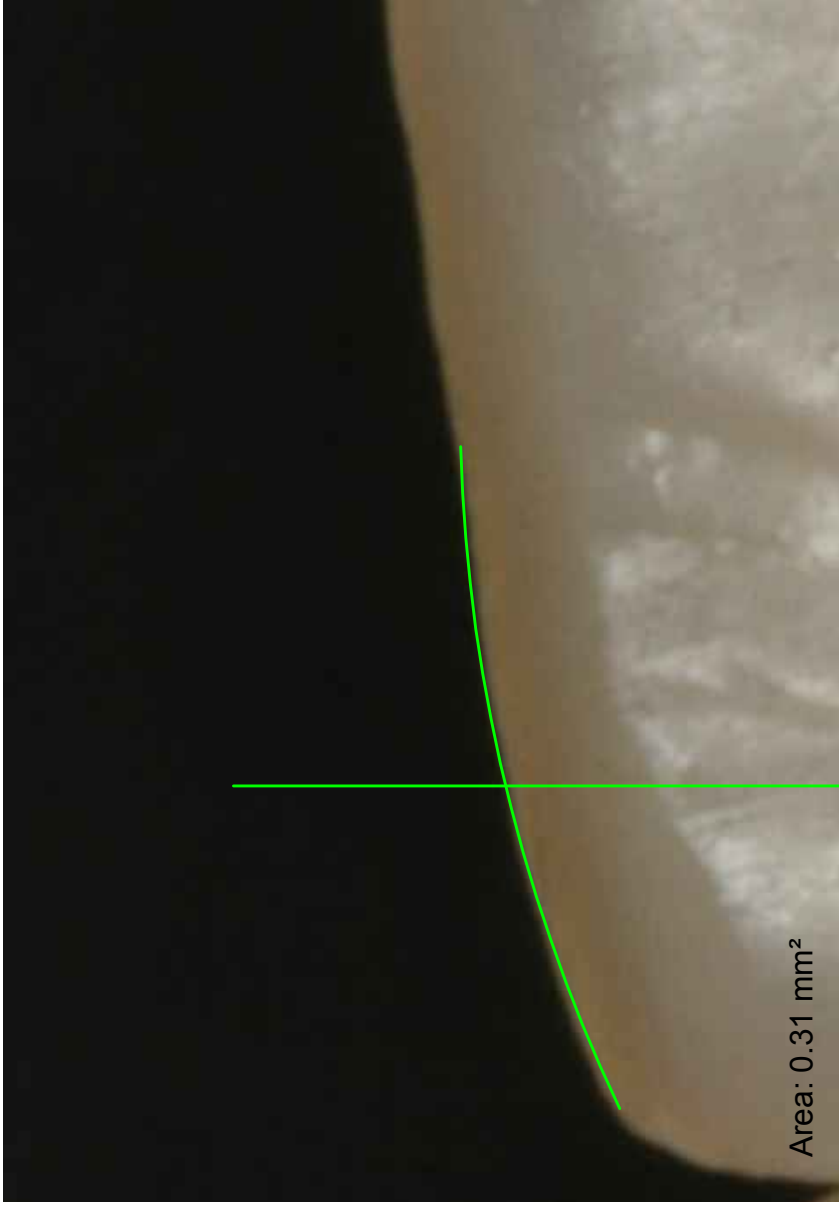
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

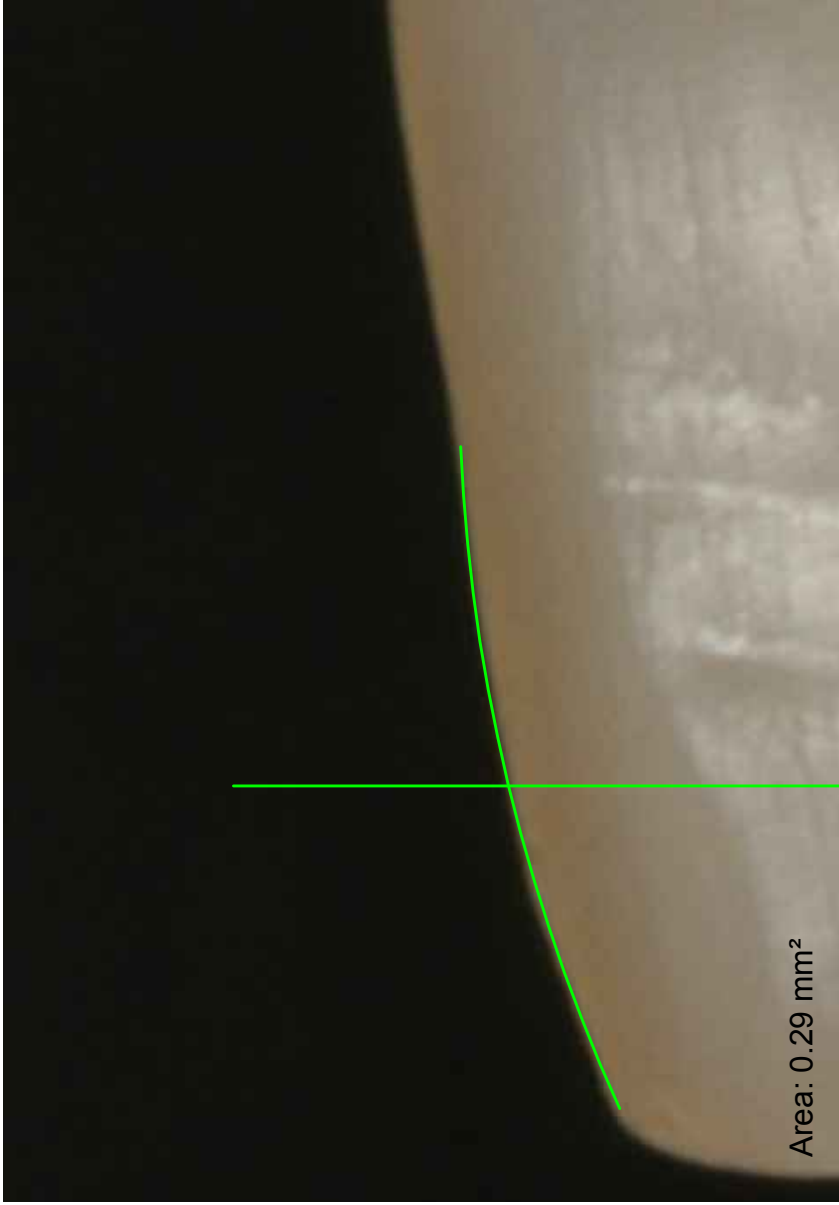
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

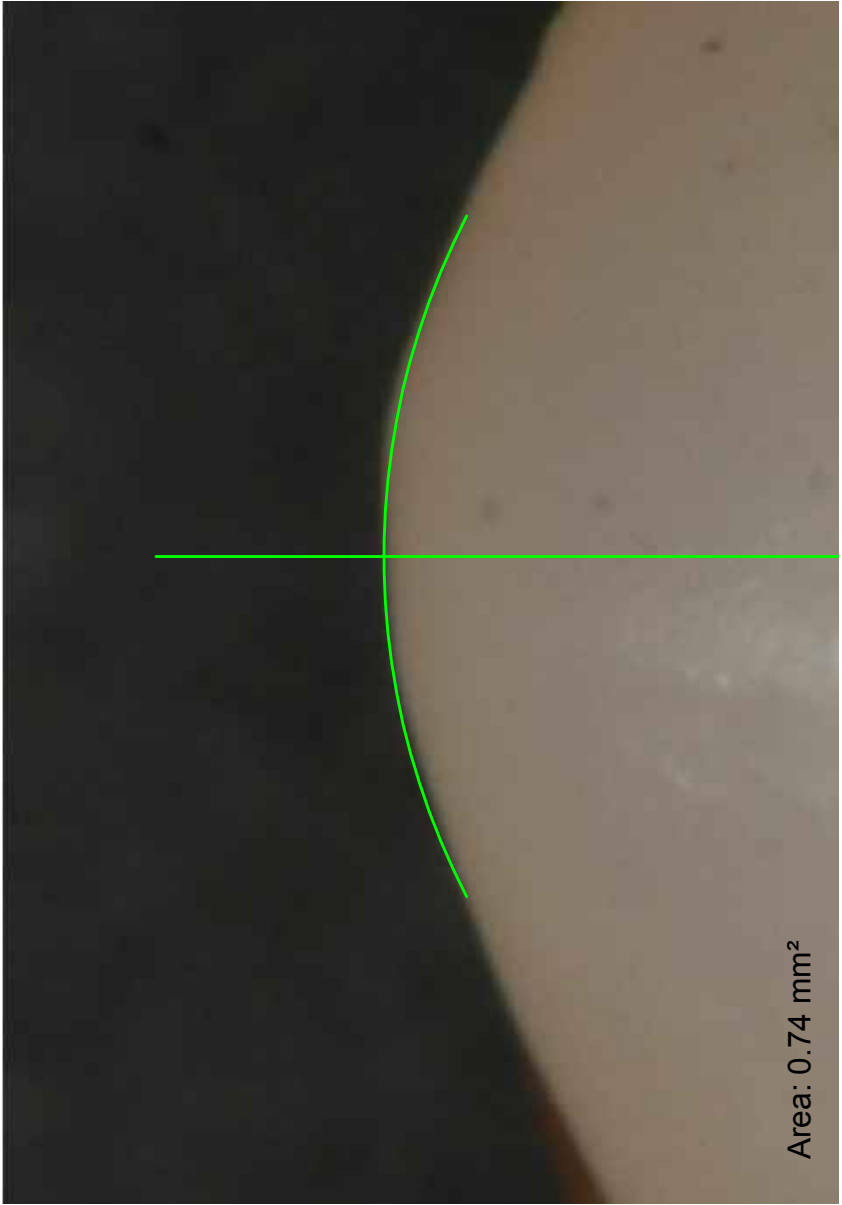
MES: **0**



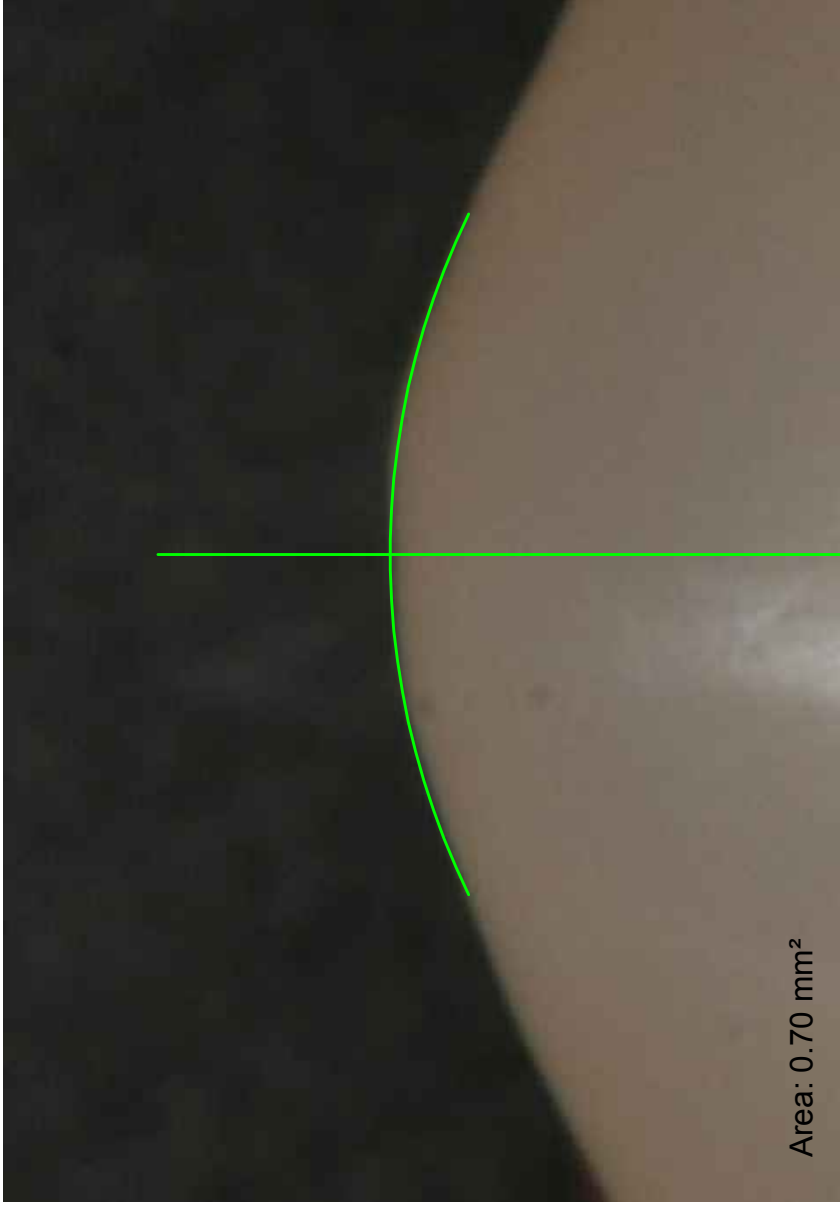
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

MES: **3**



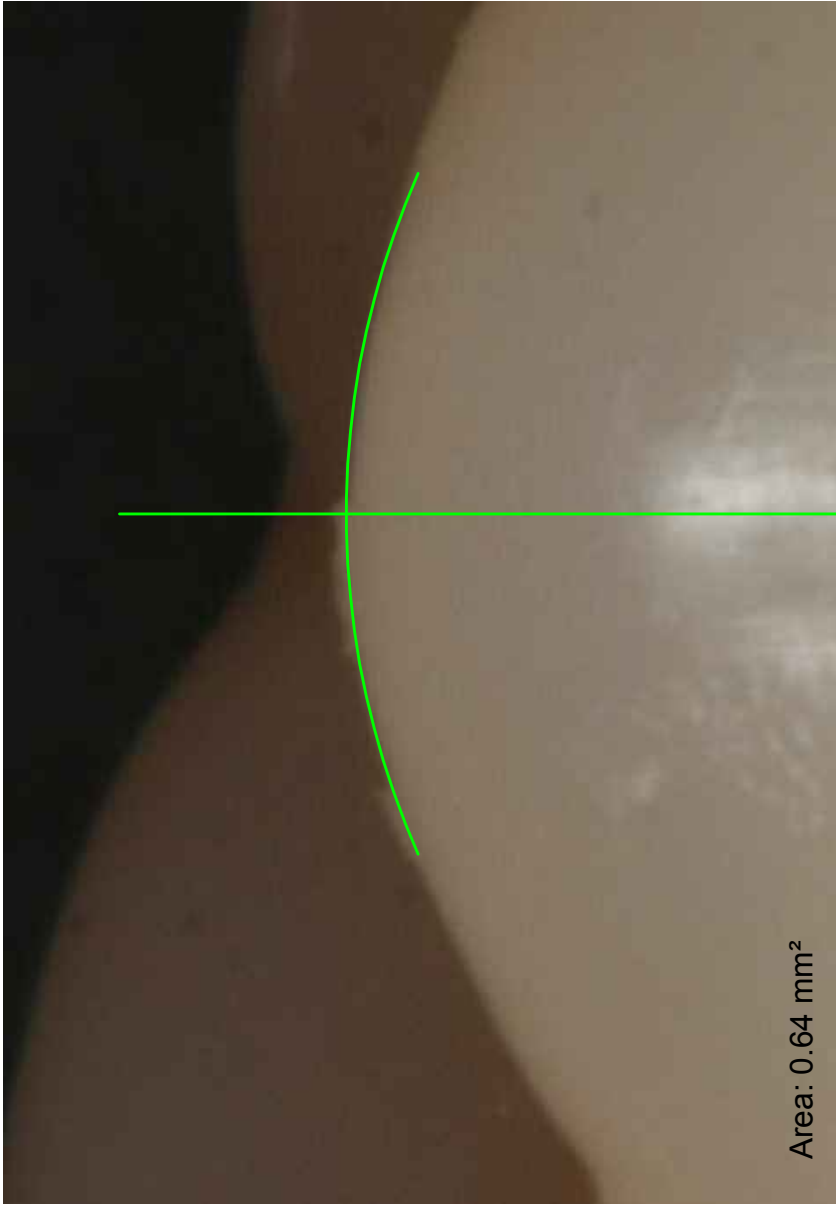
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1** PIEZA DENTARIA N° **14** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **14**

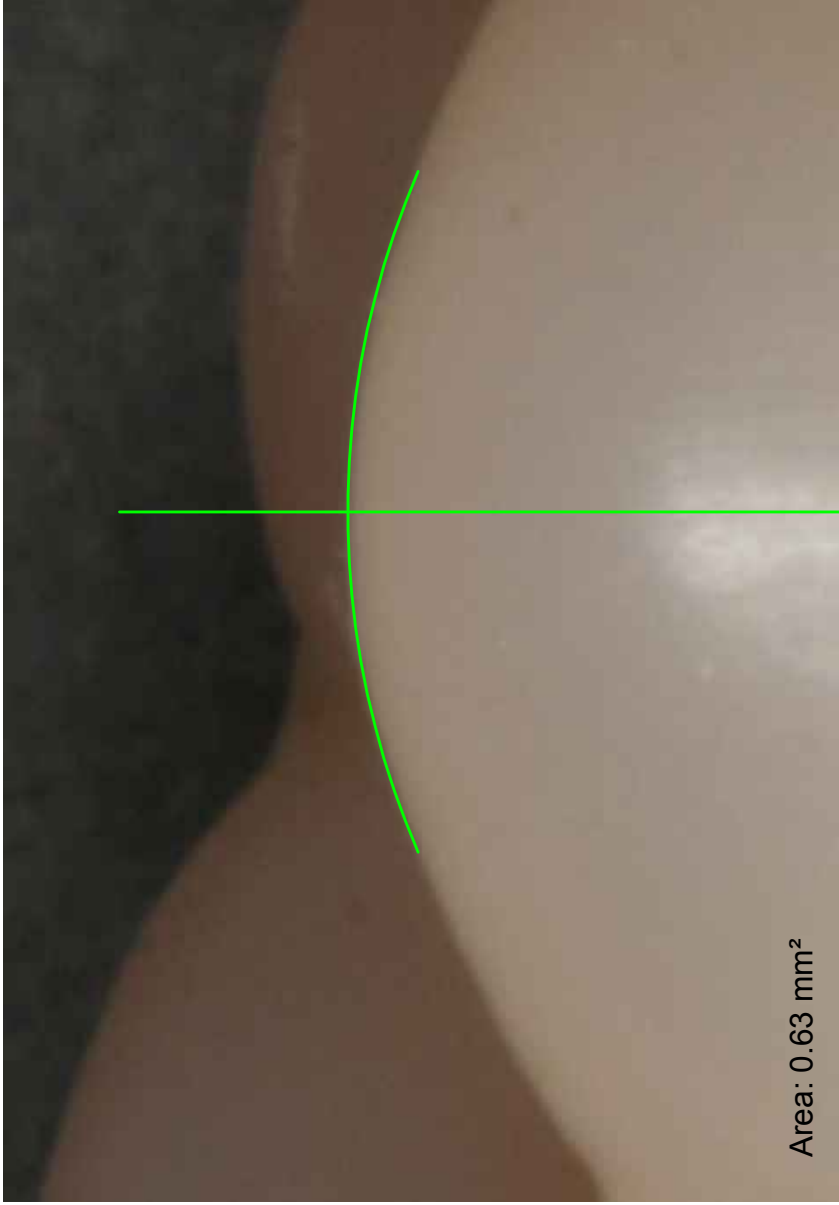
MES: **3**



MES: **0**

PIEZA DENTARIA N° **16**

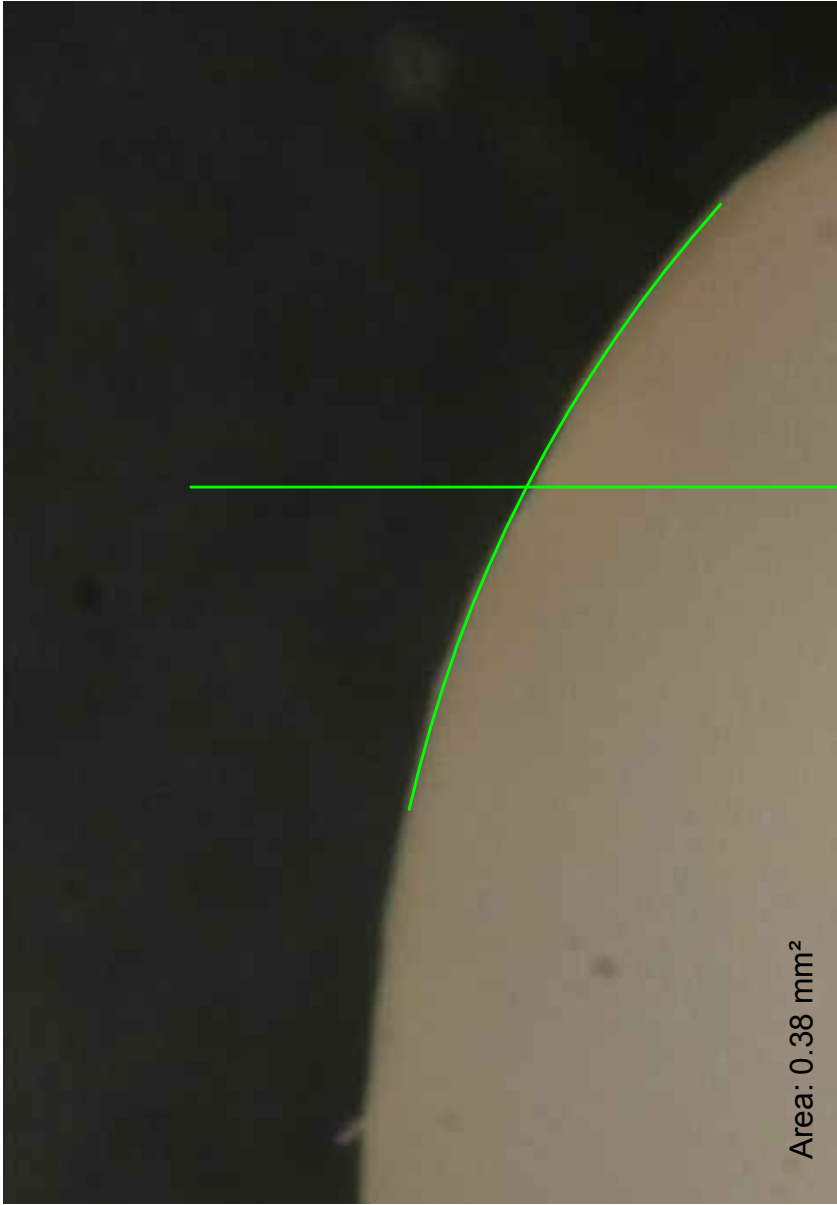
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **16**

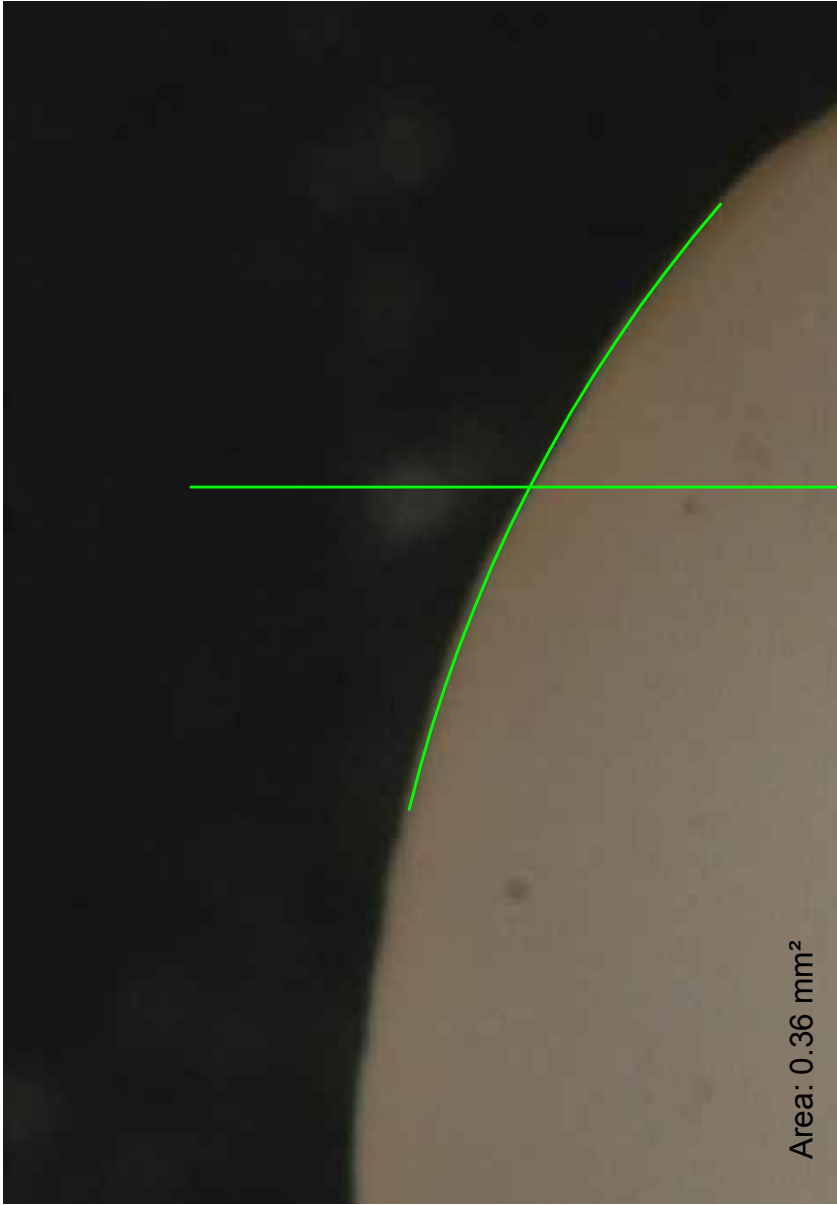
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

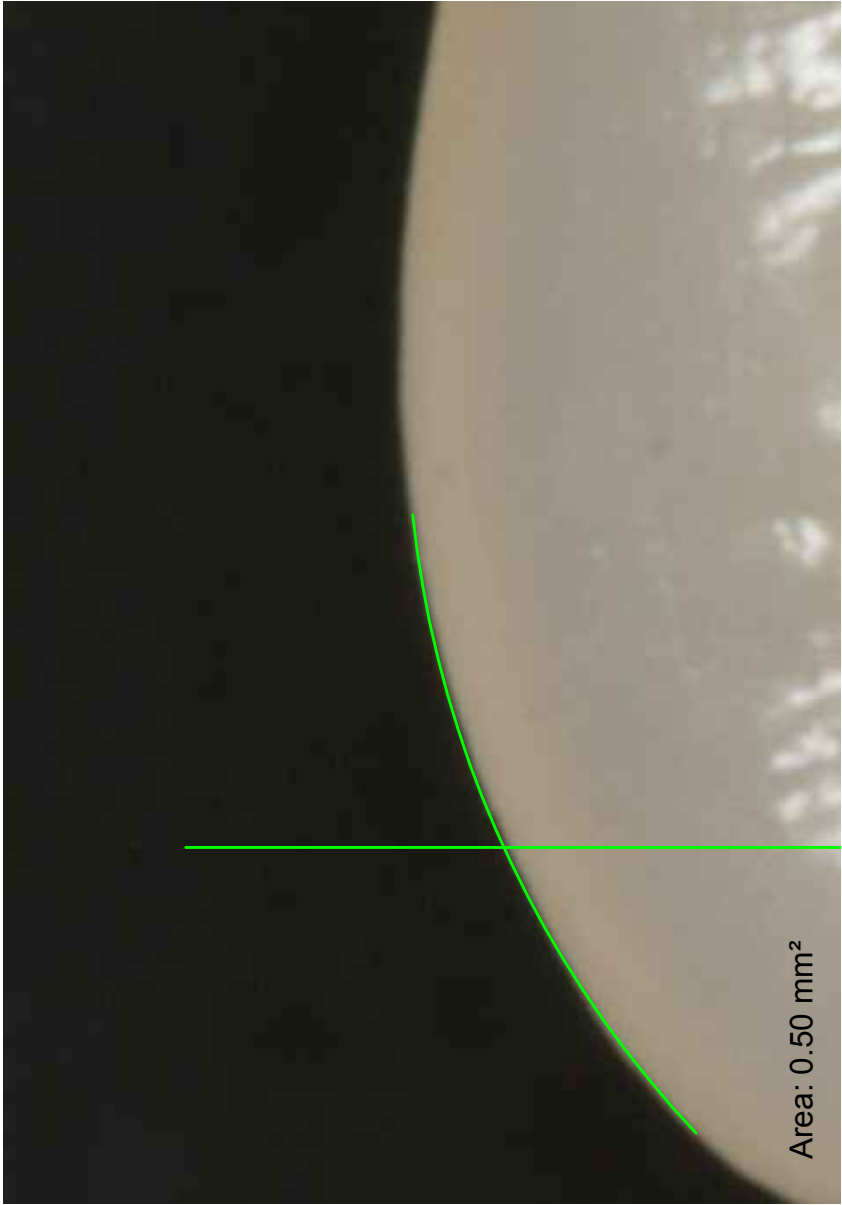
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **23**

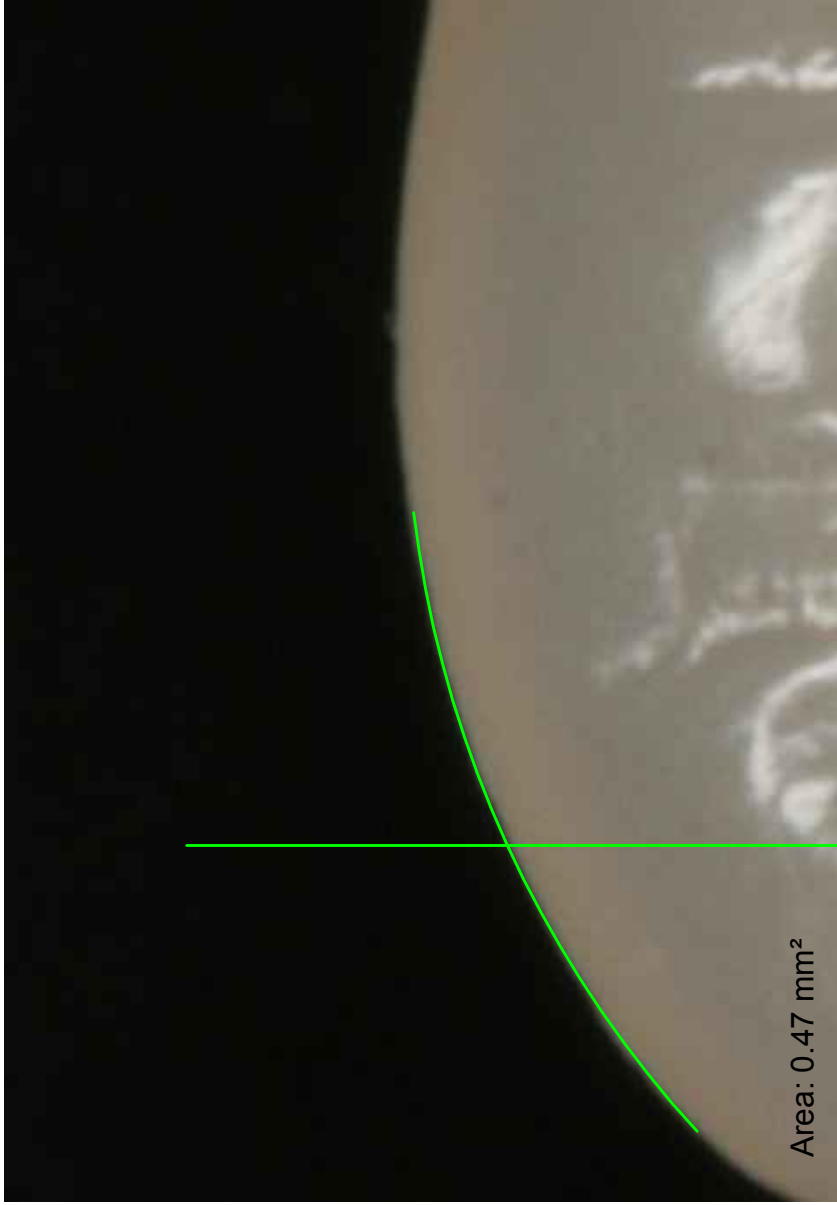
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

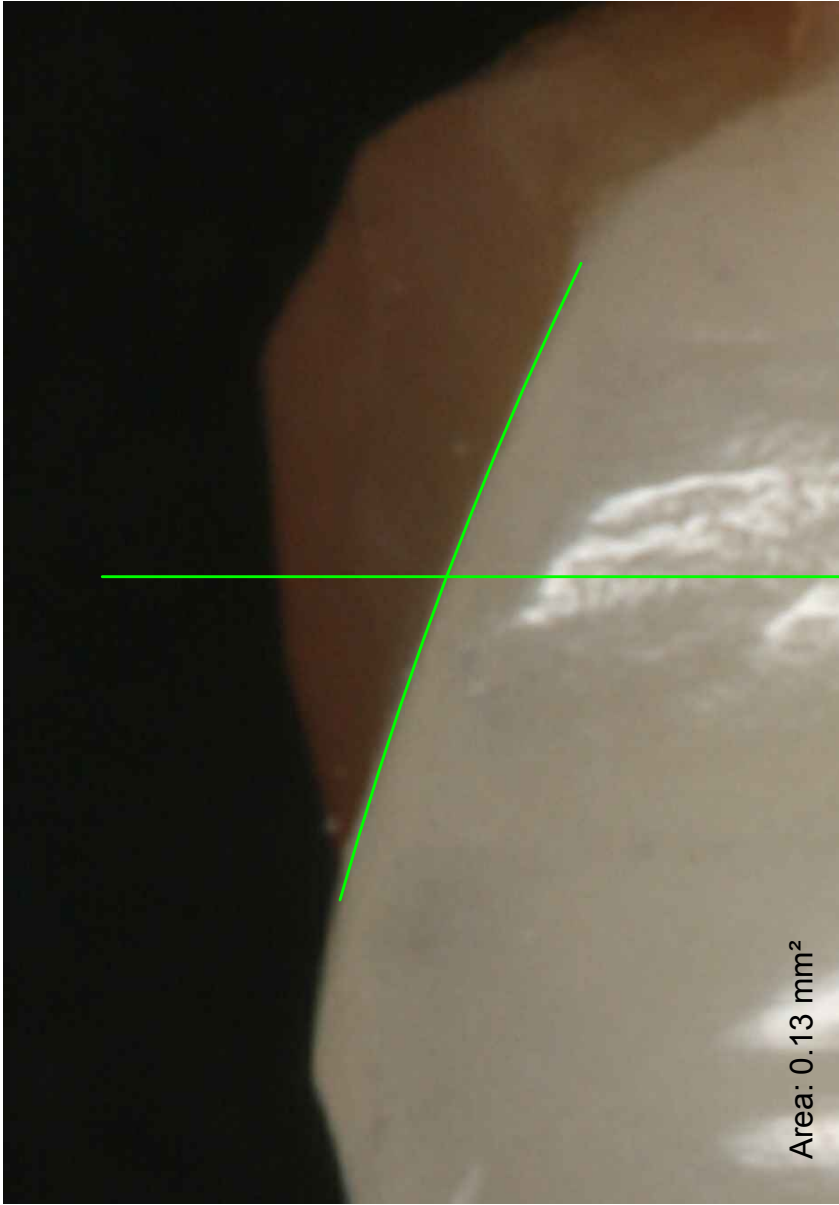
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P1**

PIEZA DENTARIA N° **42**

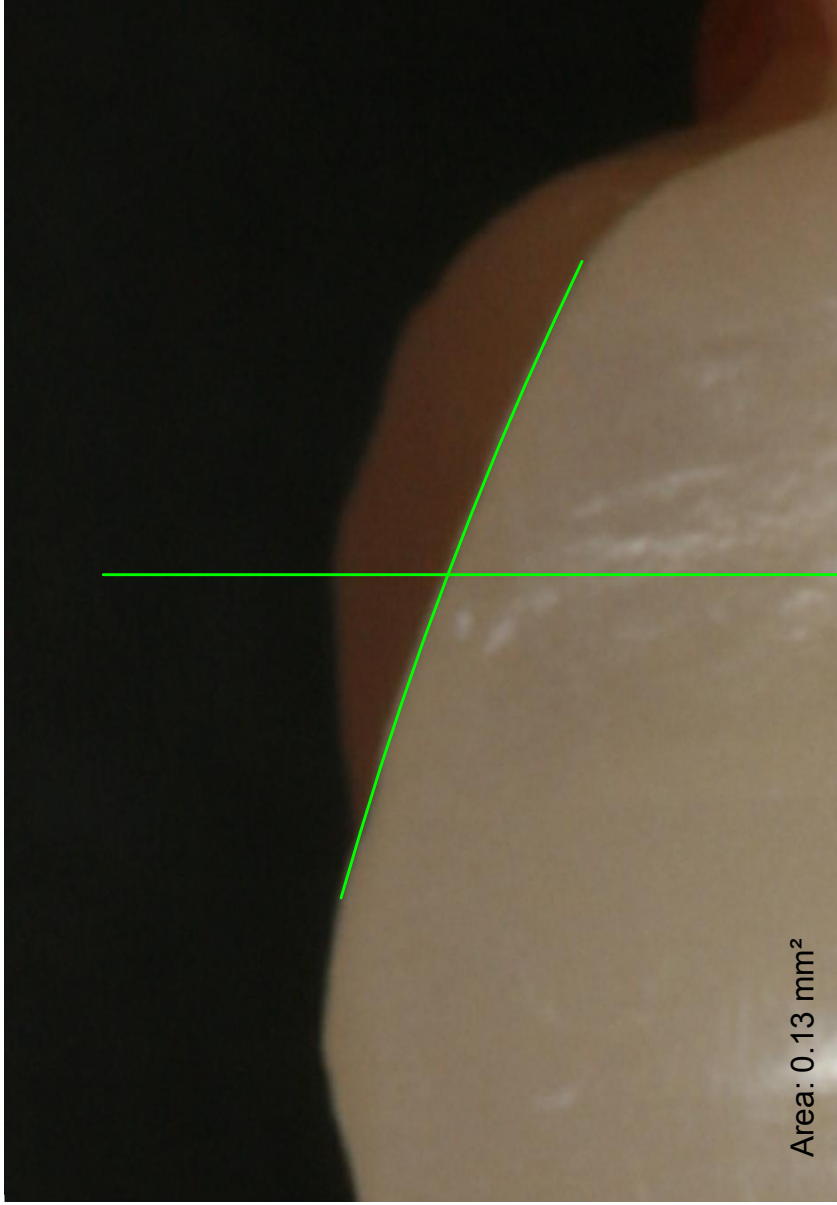
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

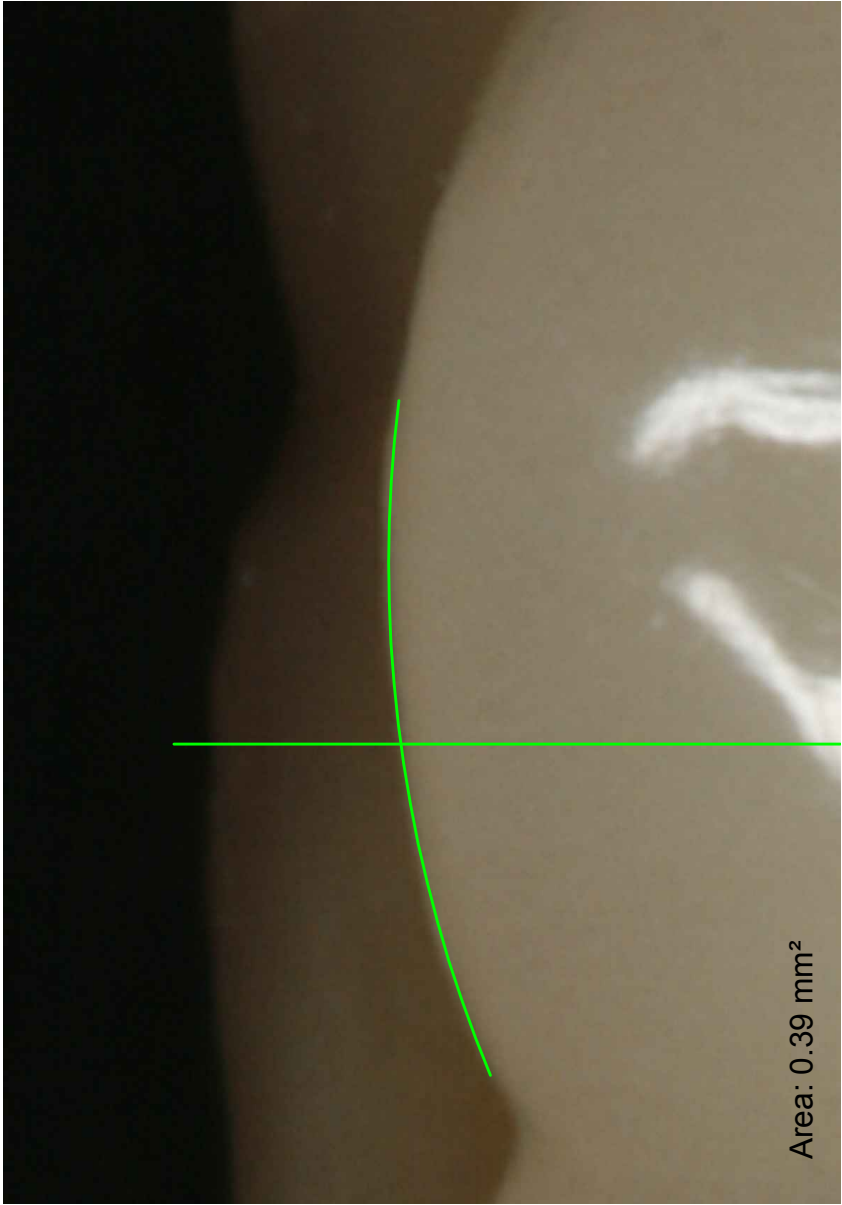
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

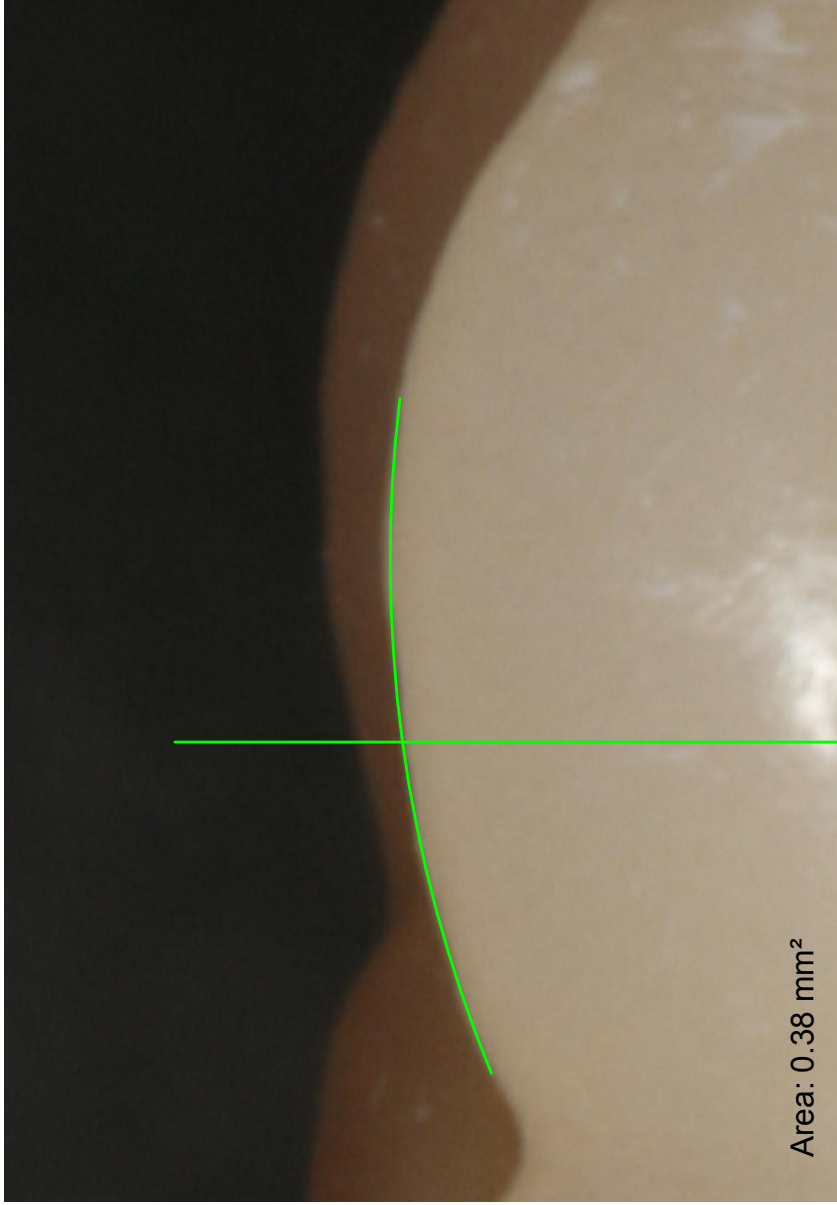
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **16**

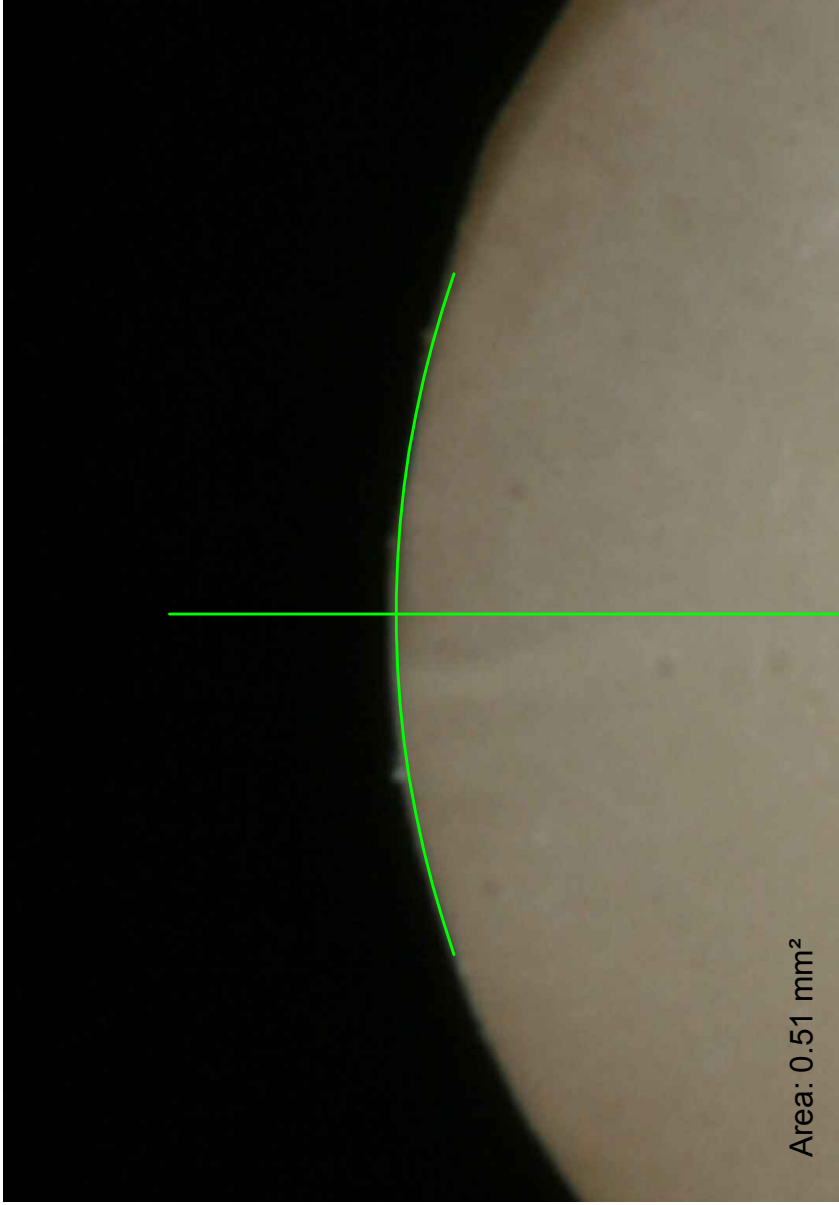
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **16**

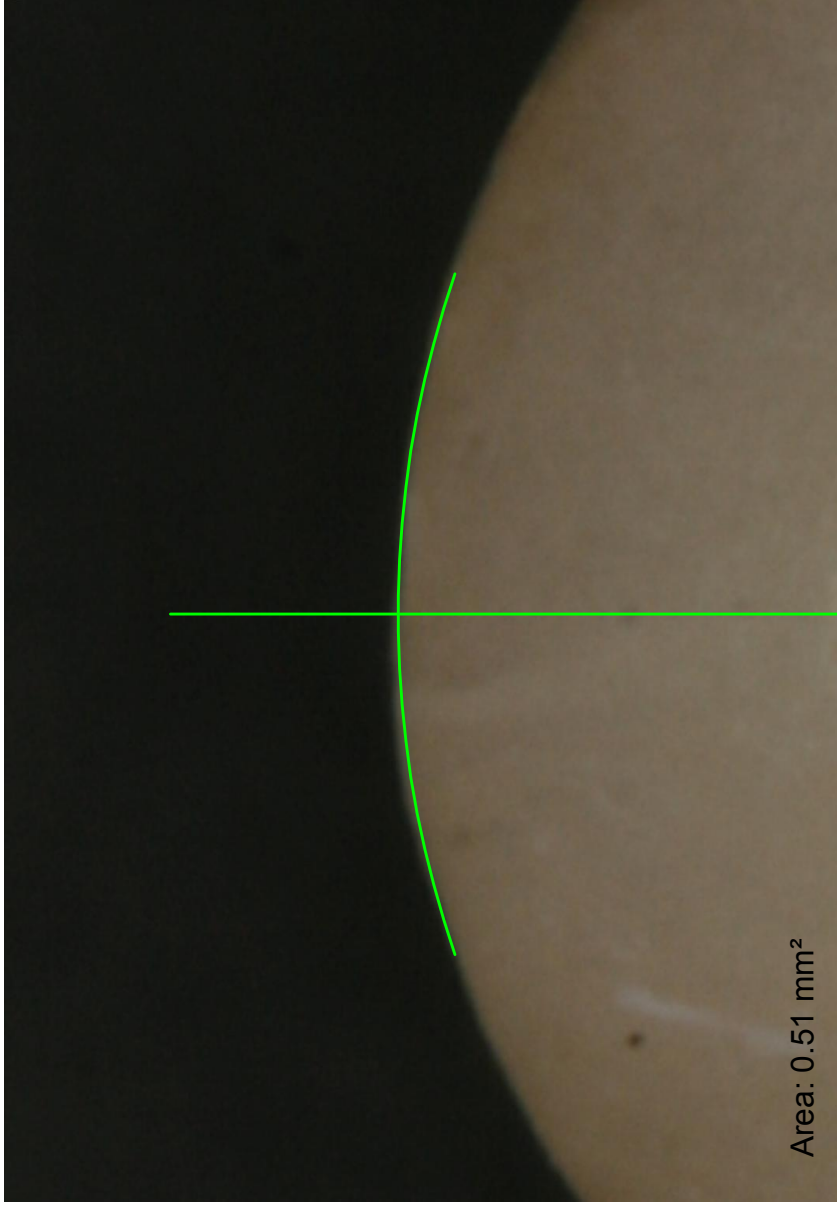
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **23**

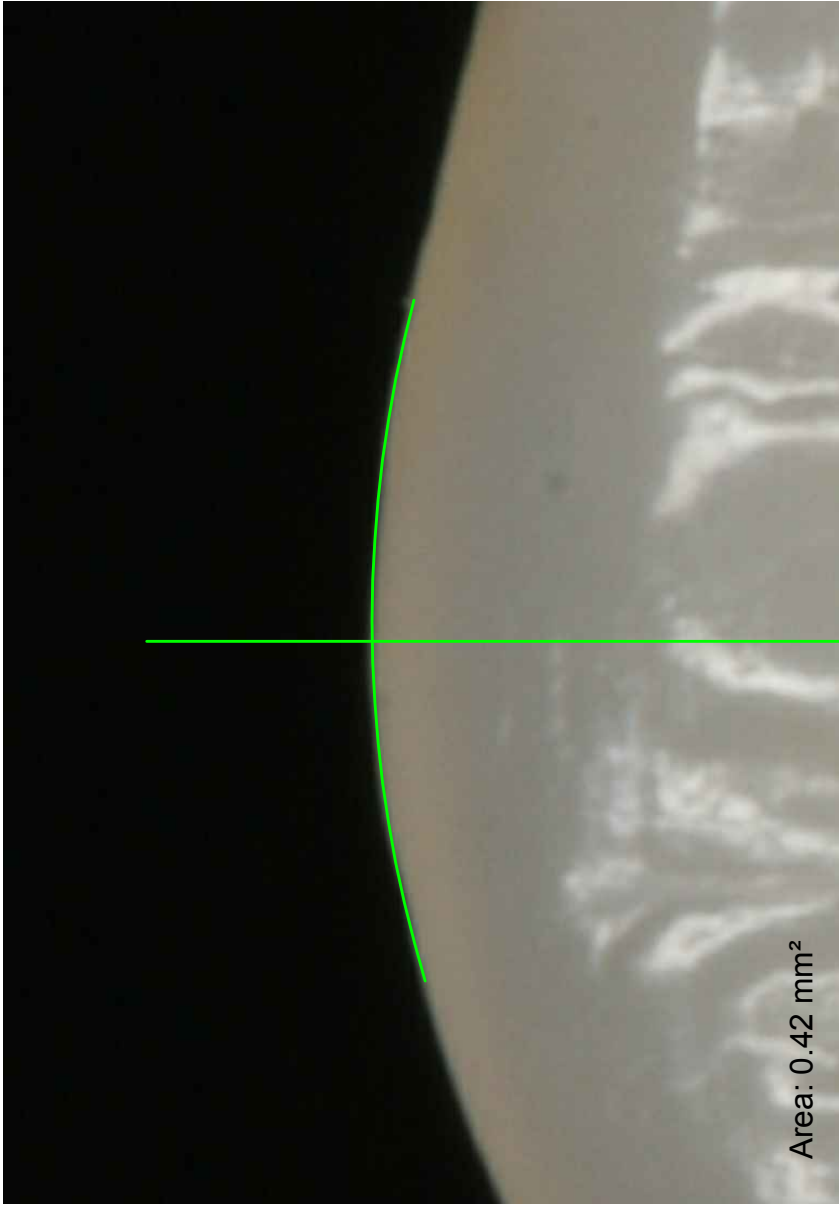
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **23**

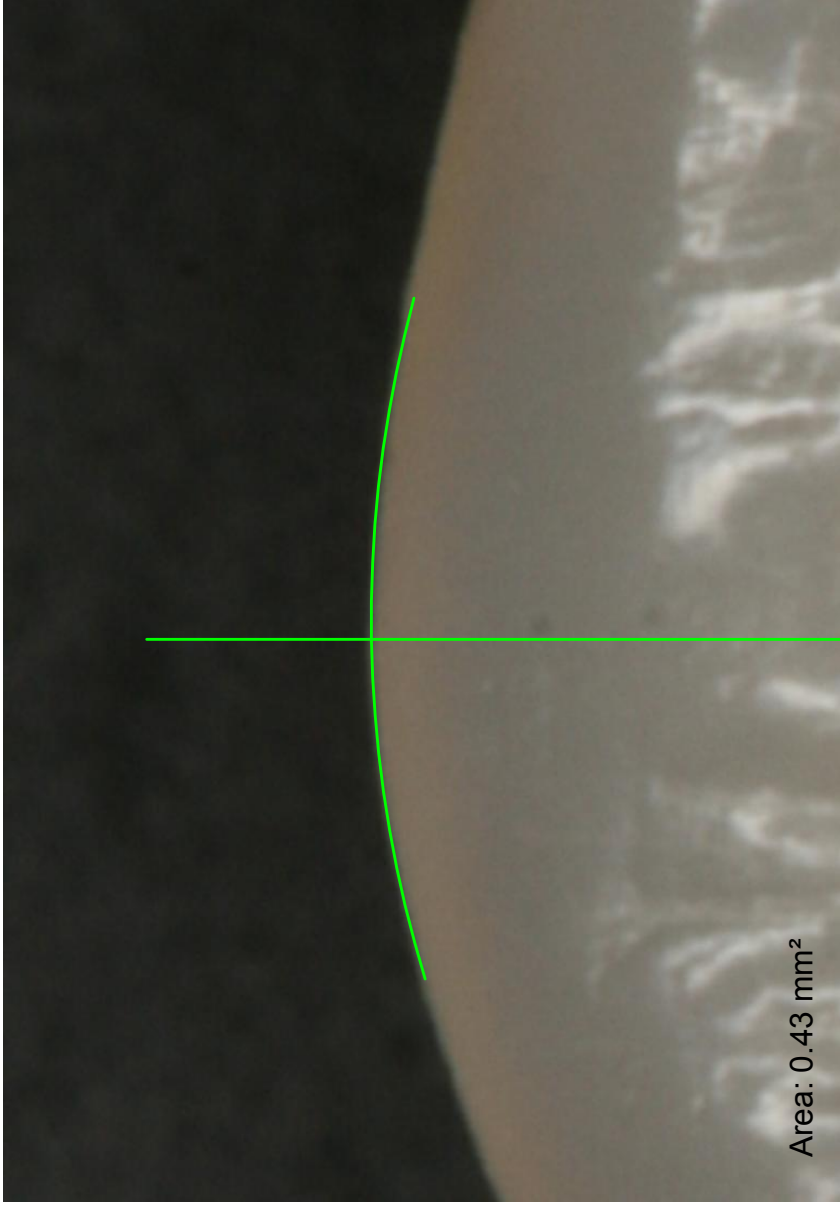
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **42**

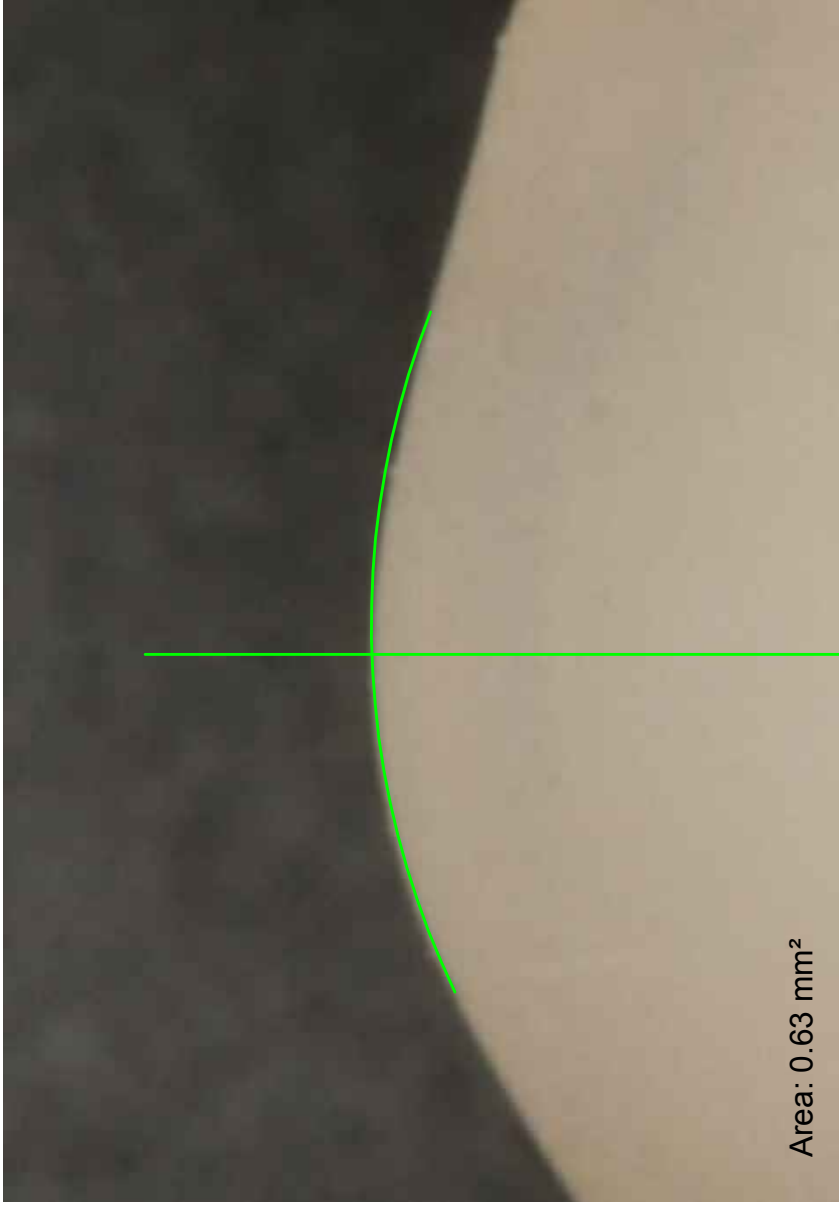
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **01 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **42**

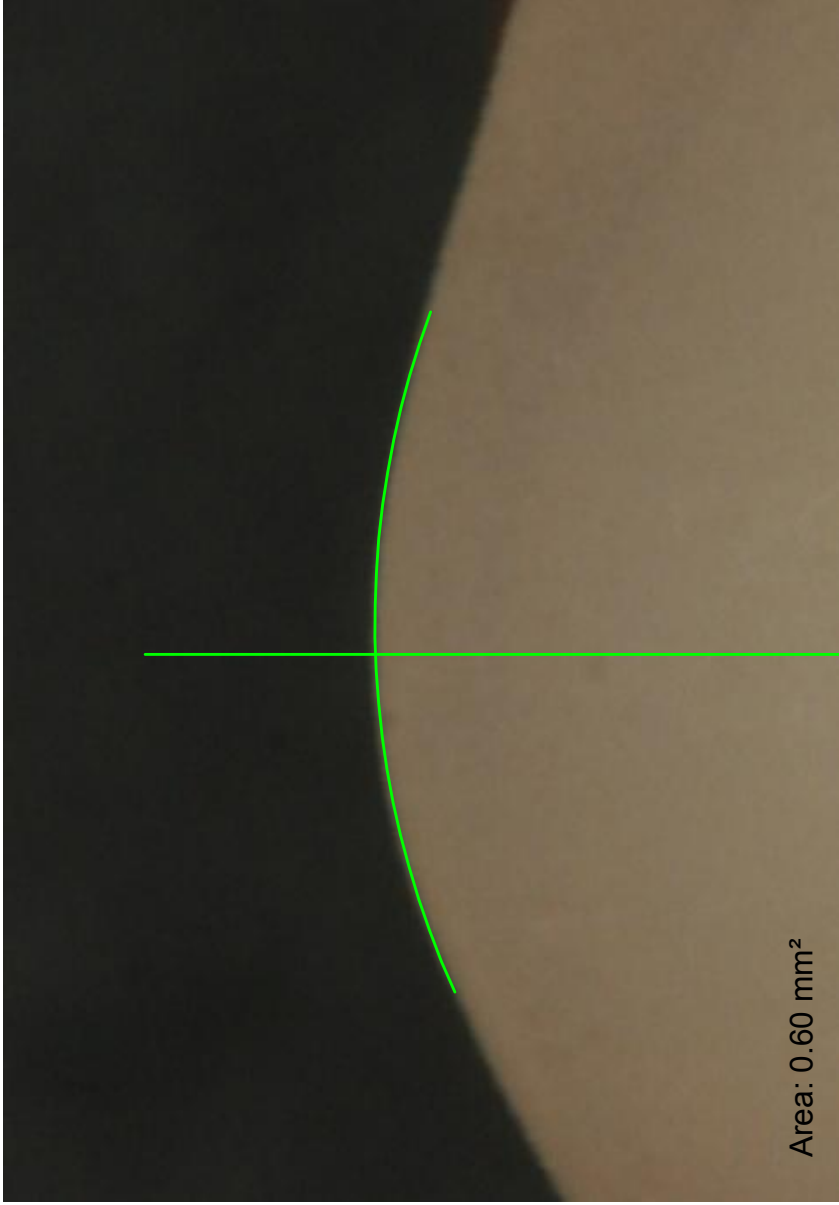
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

MES: **0**



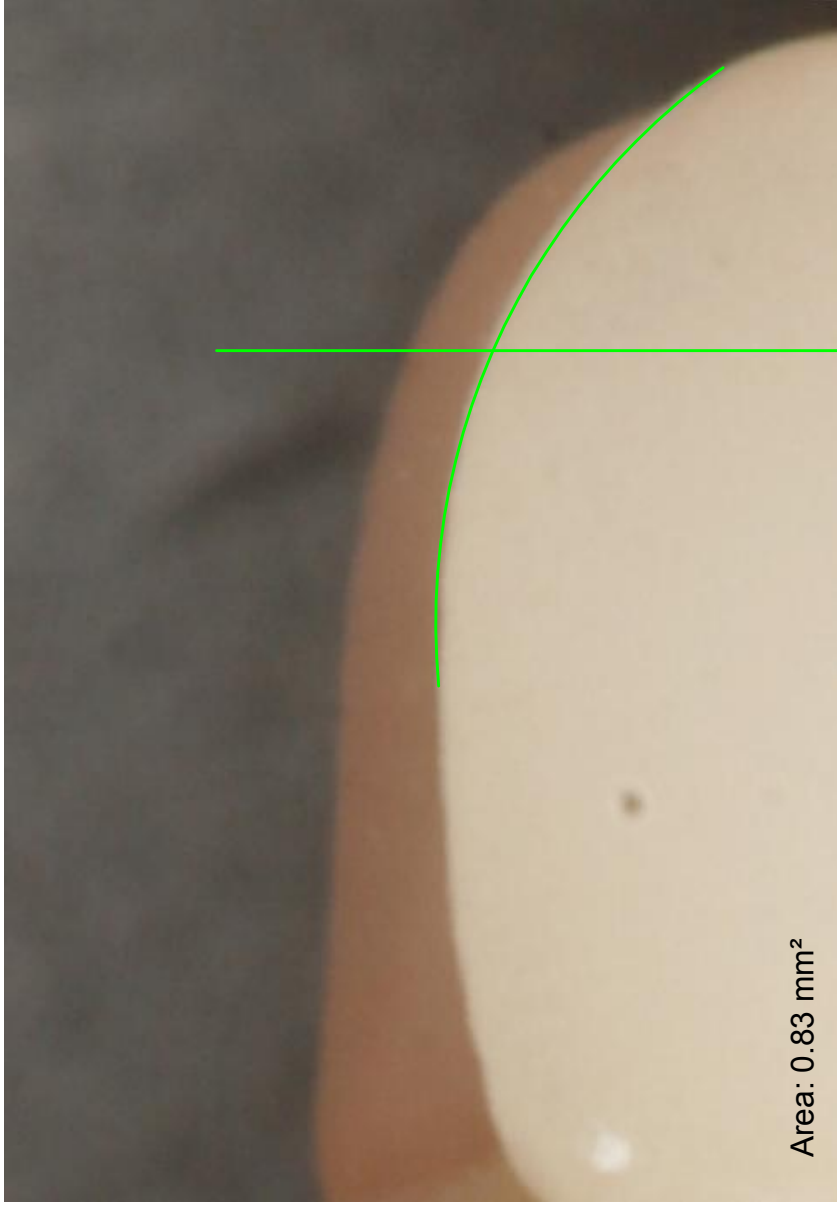
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

MES: **3**



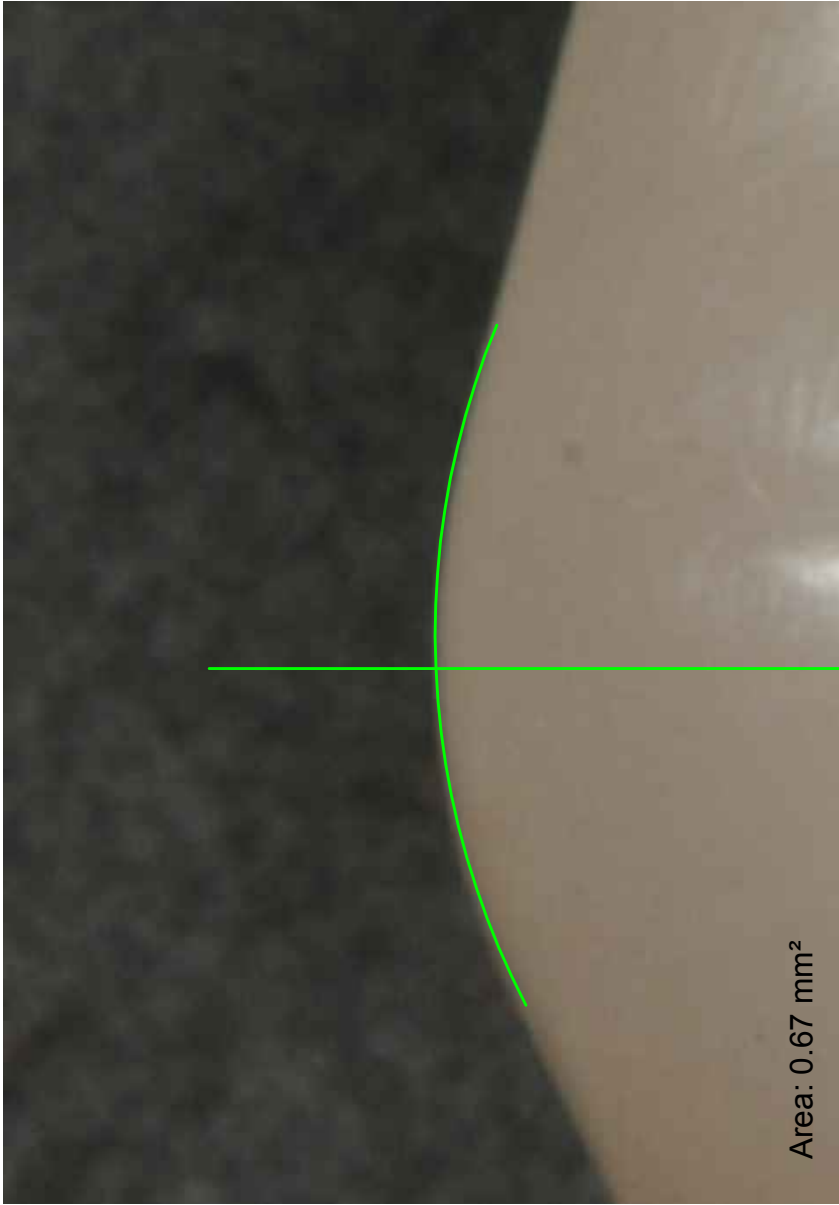
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2** PIEZA DENTARIA N° **16** MES: **0**



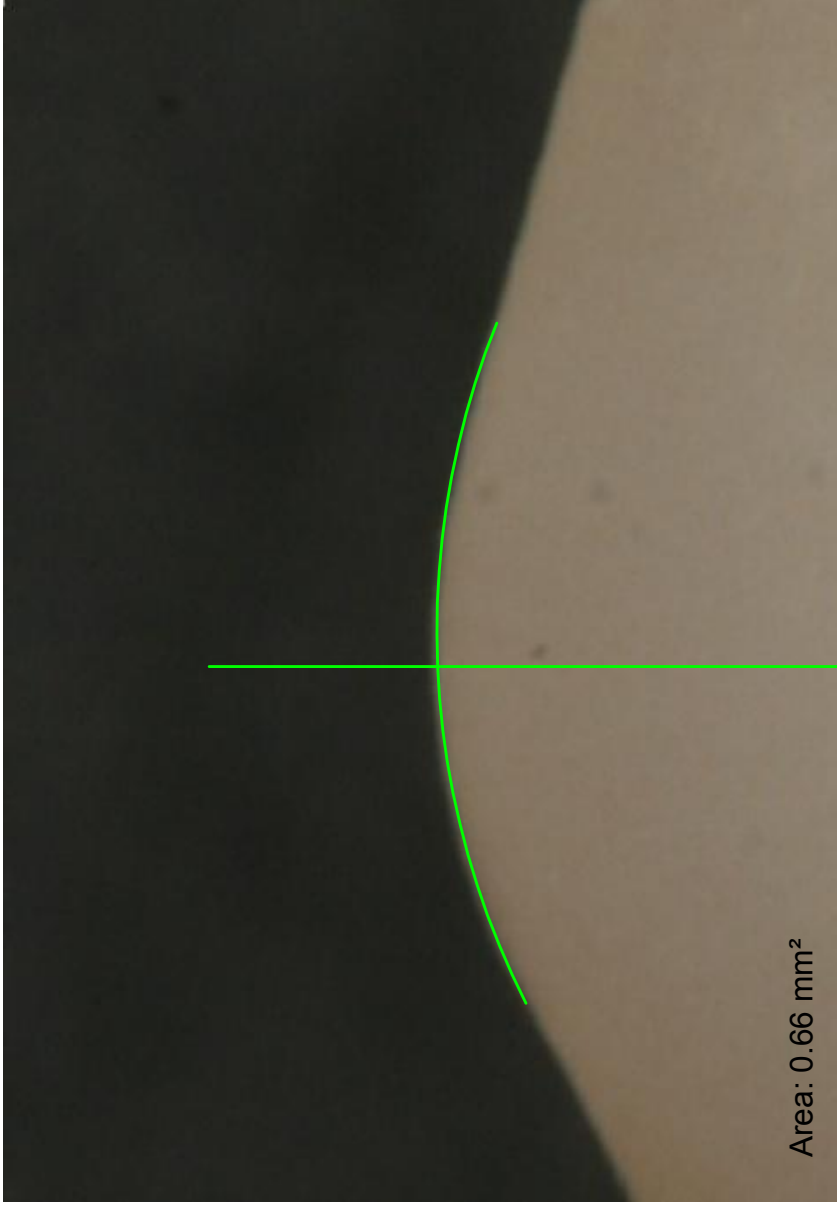
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **16**

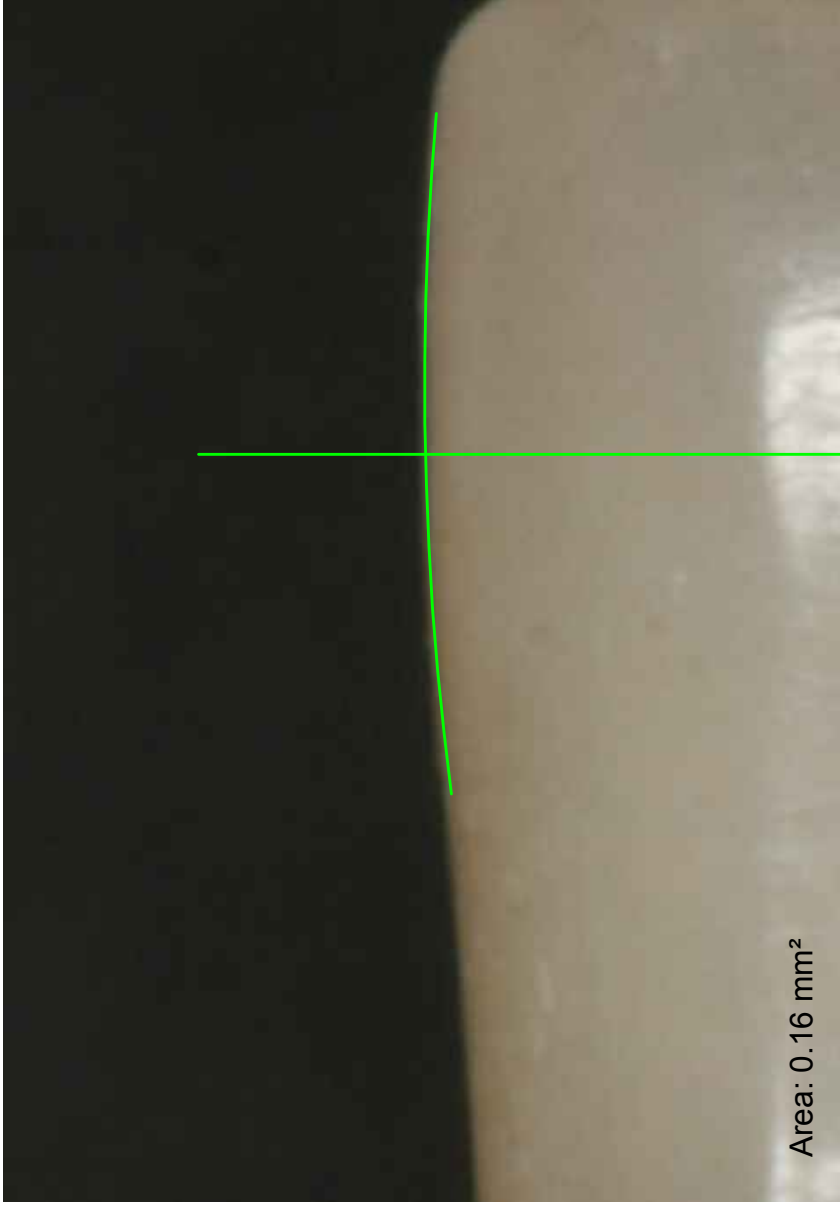
MES: **3**



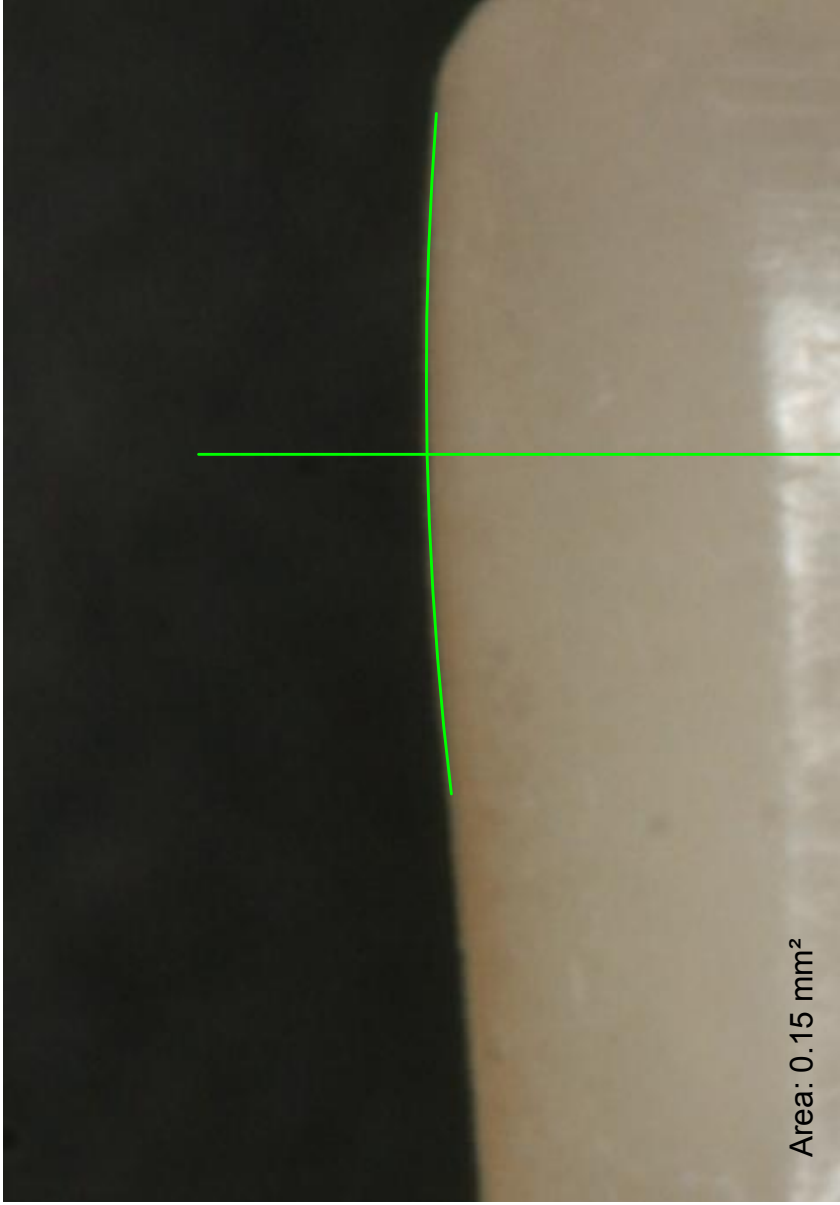
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2** PIEZA DENTARIA N° **23** MES: **0**



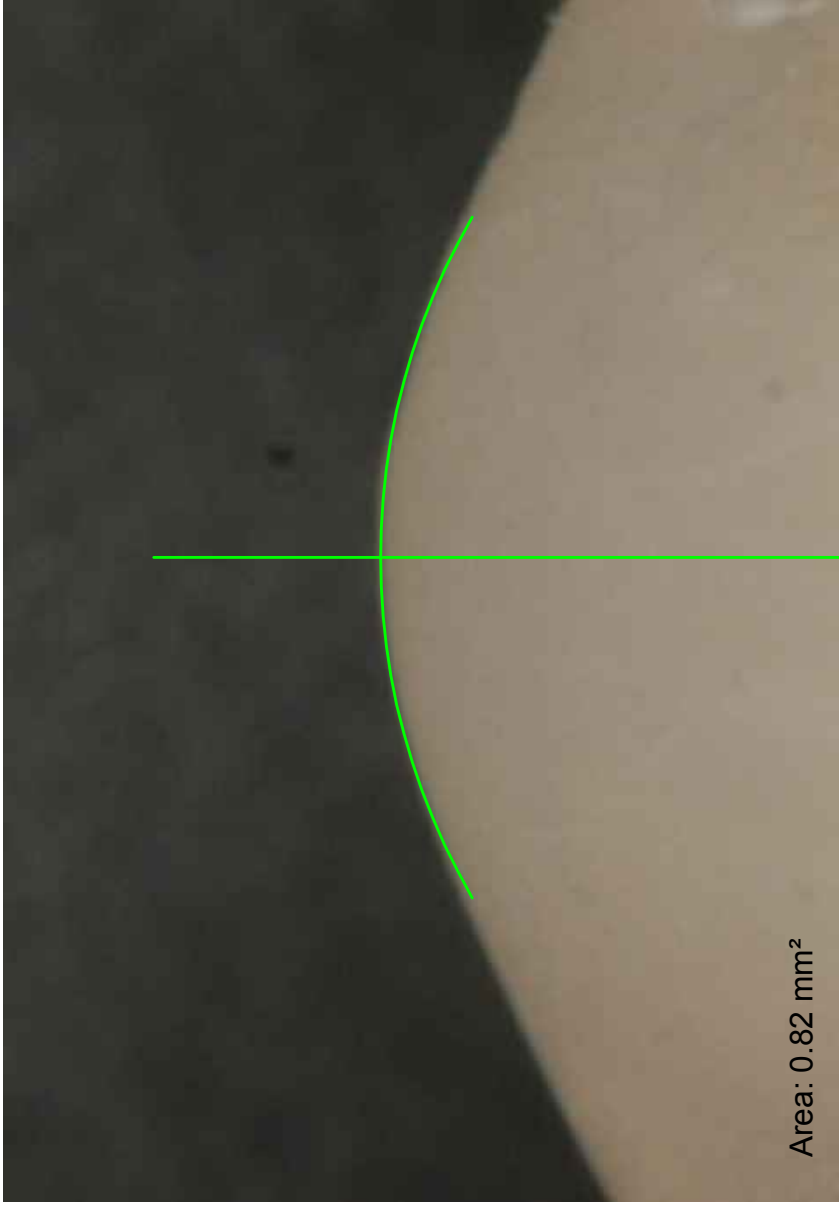
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2** PIEZA DENTARIA N° **23** MES: **3**



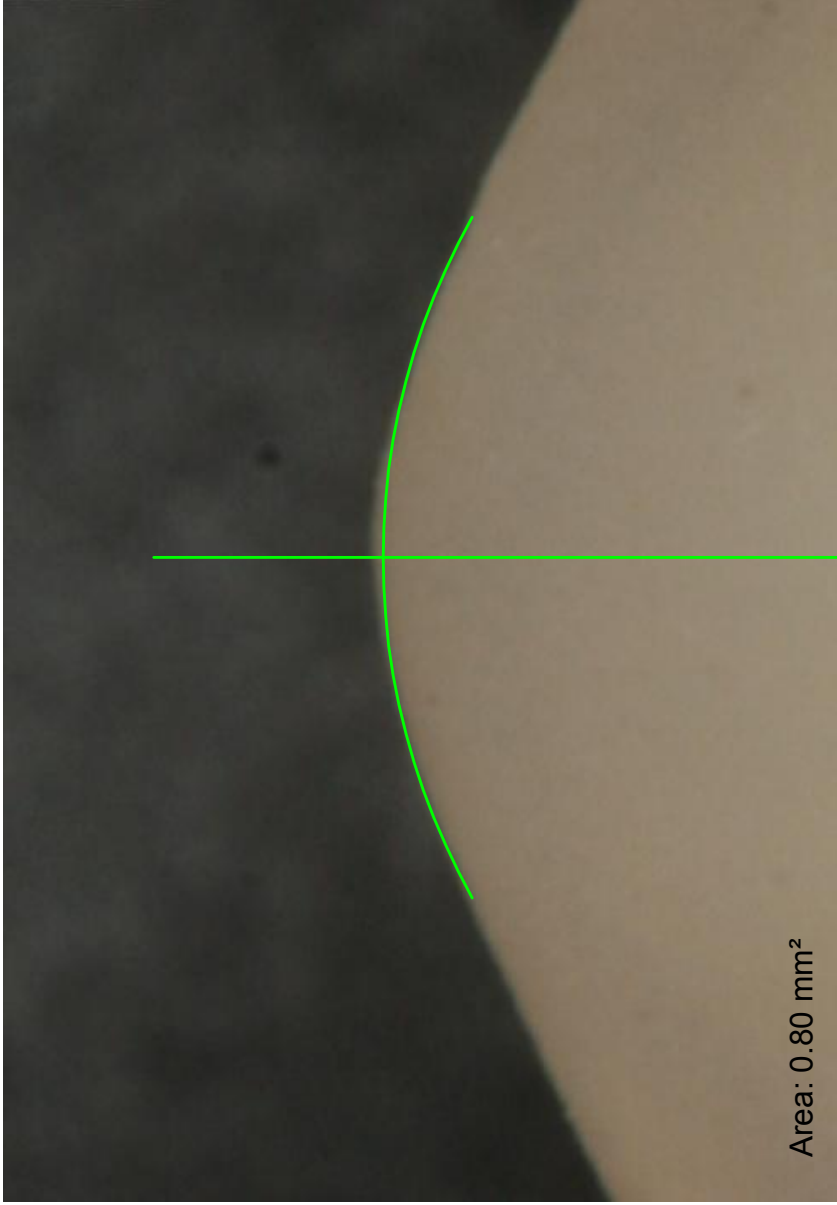
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2** PIEZA DENTARIA N° **42** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **02 - P2** PIEZA DENTARIA N° **42** MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2** PIEZA DENTARIA N° **14** MES: **0**

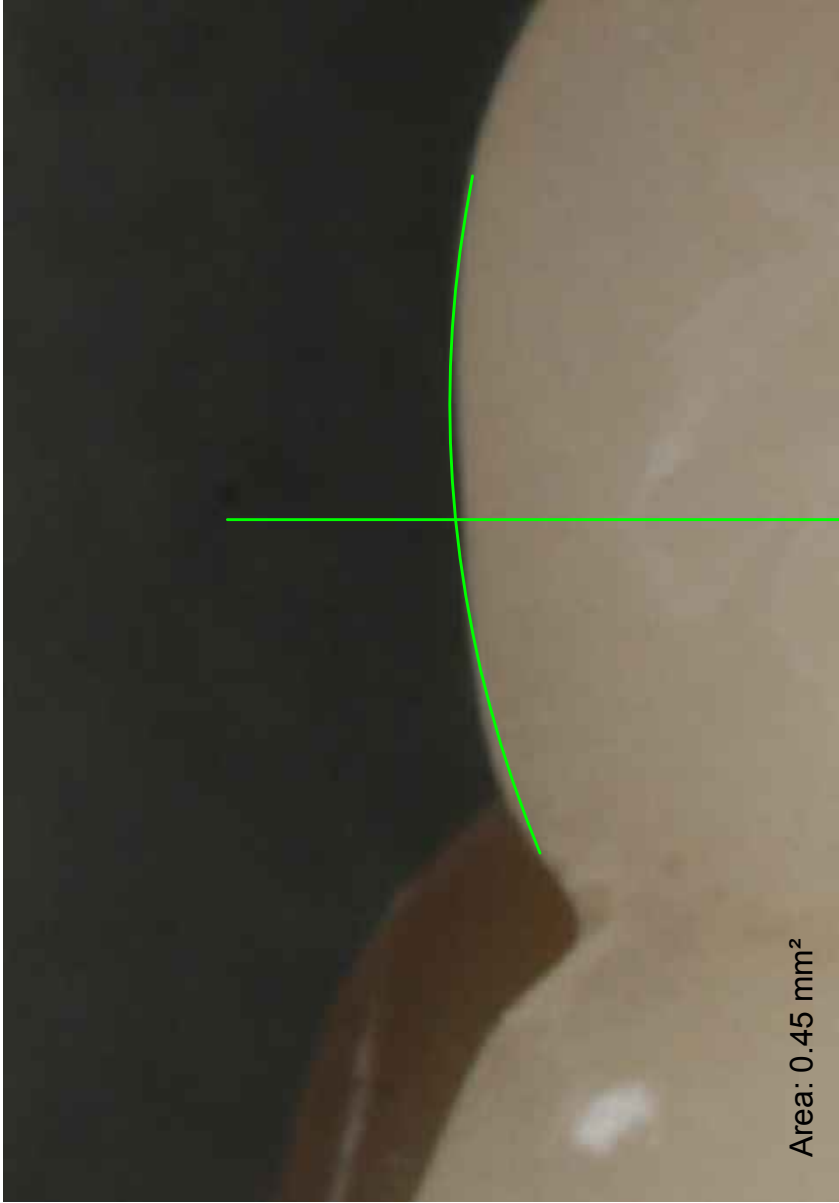


Area: 0.80 mm²

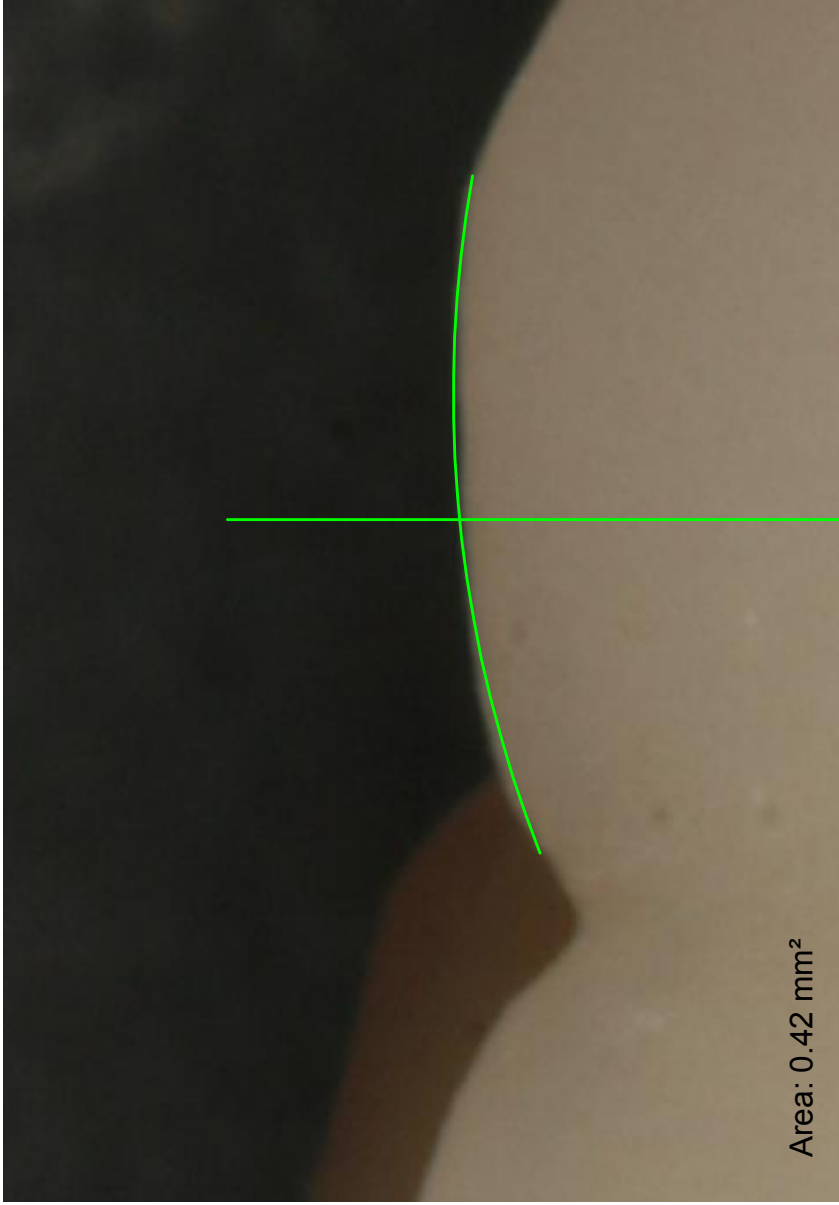
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

MES: **3**



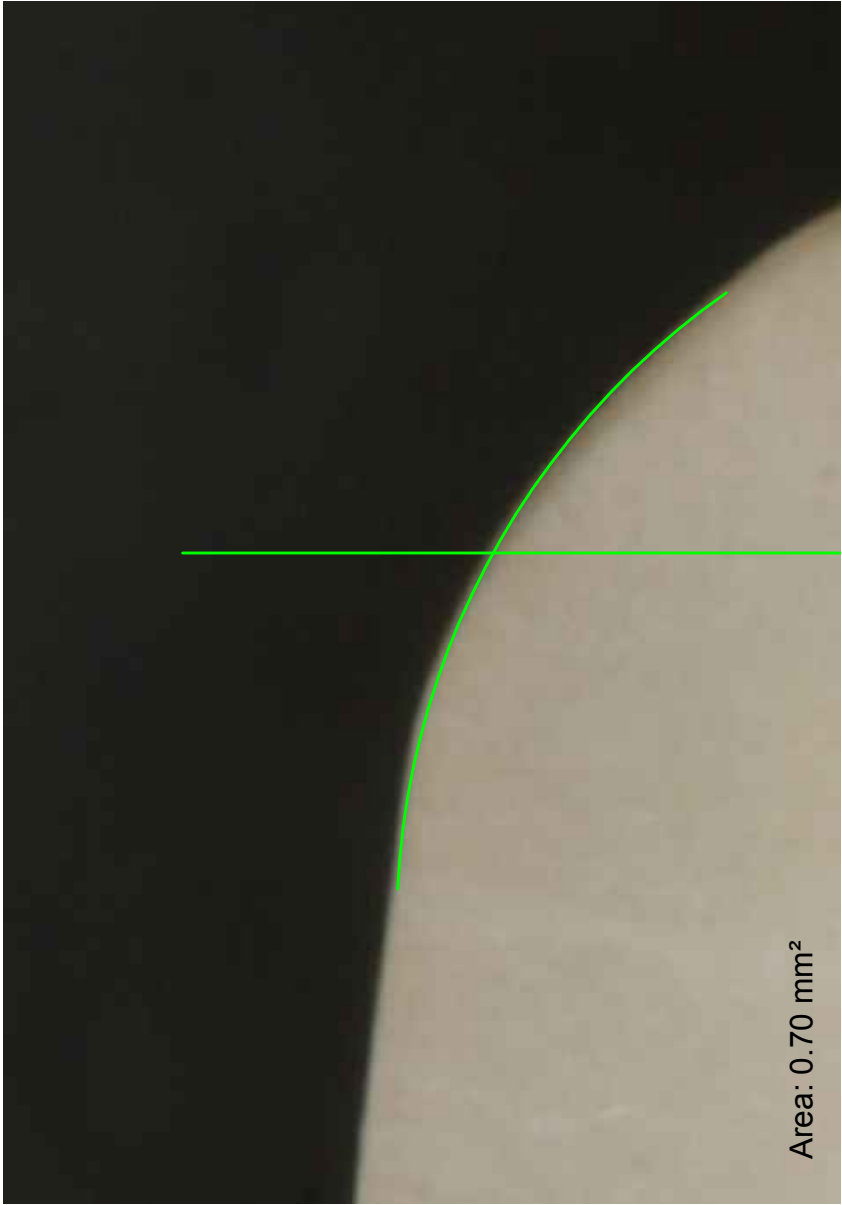
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2** PIEZA DENTARIA N° **16** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **16**

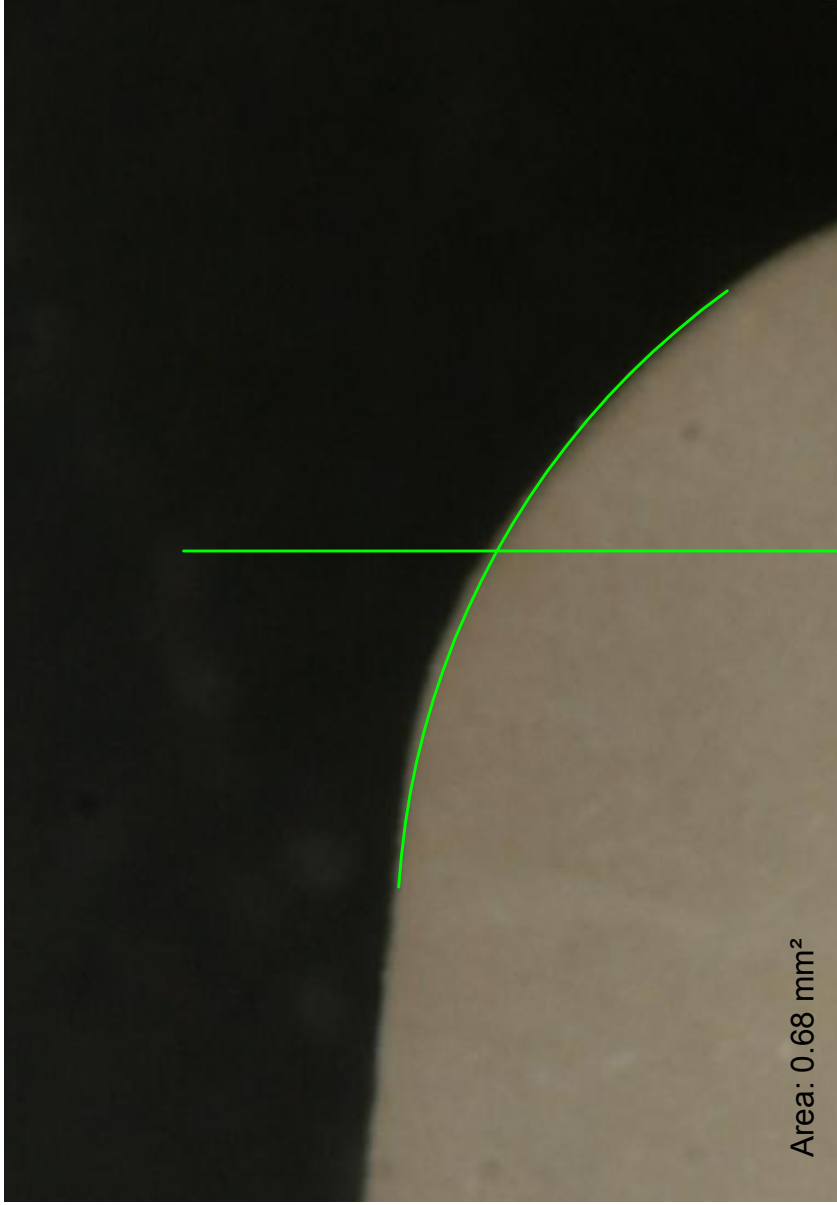
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **23**

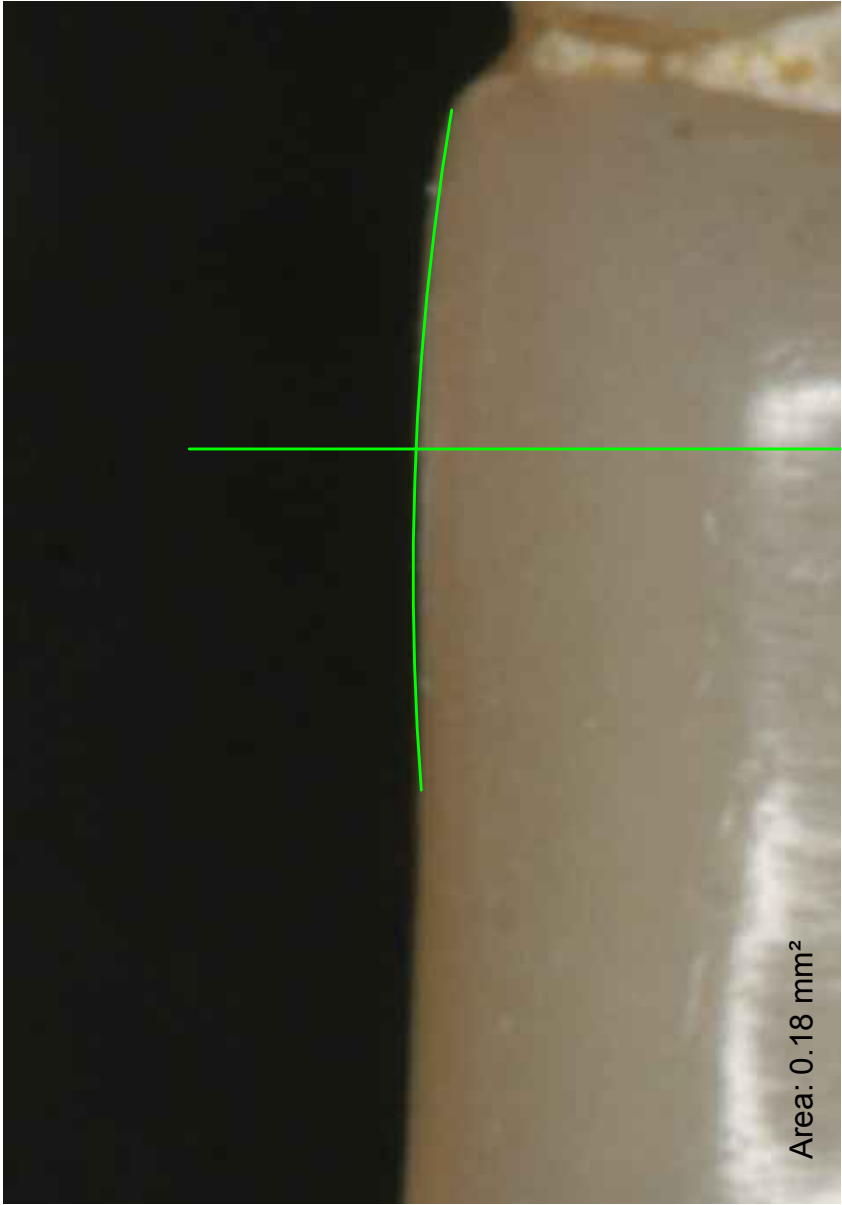
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **23**

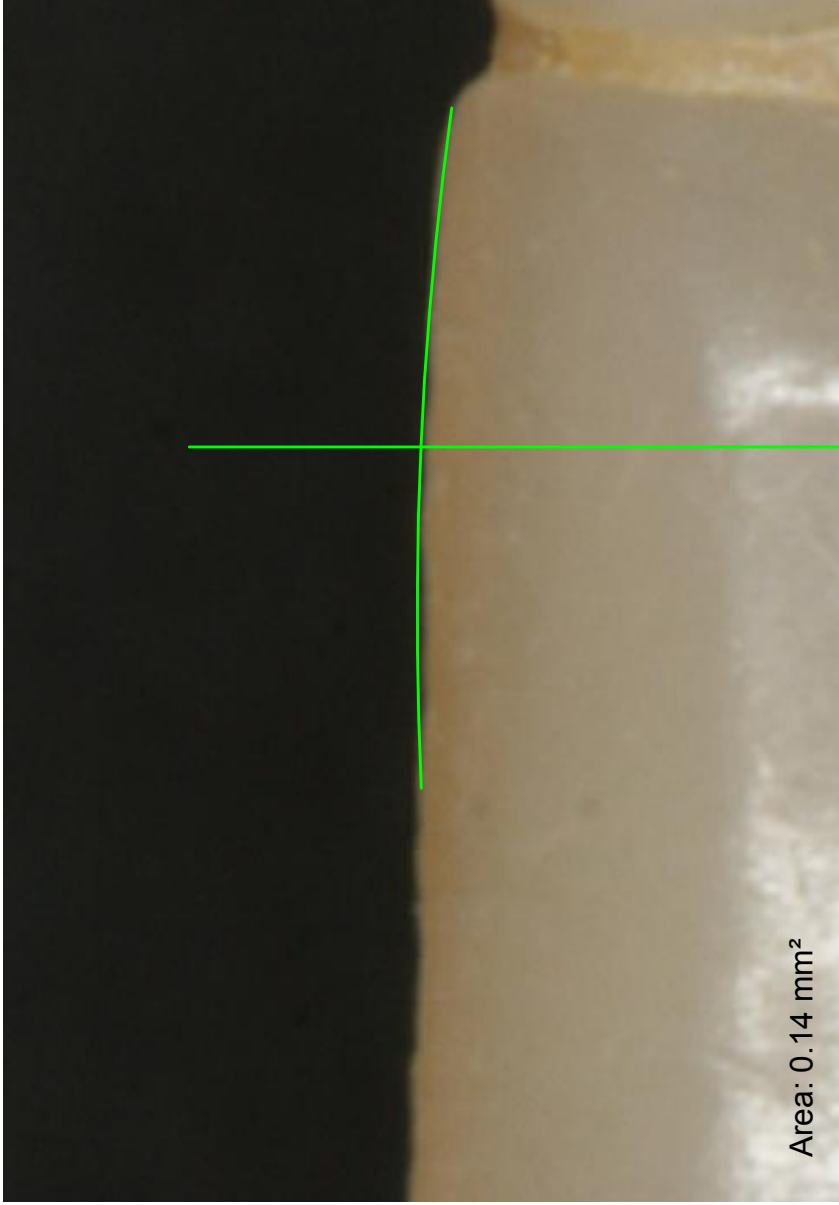
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **42**

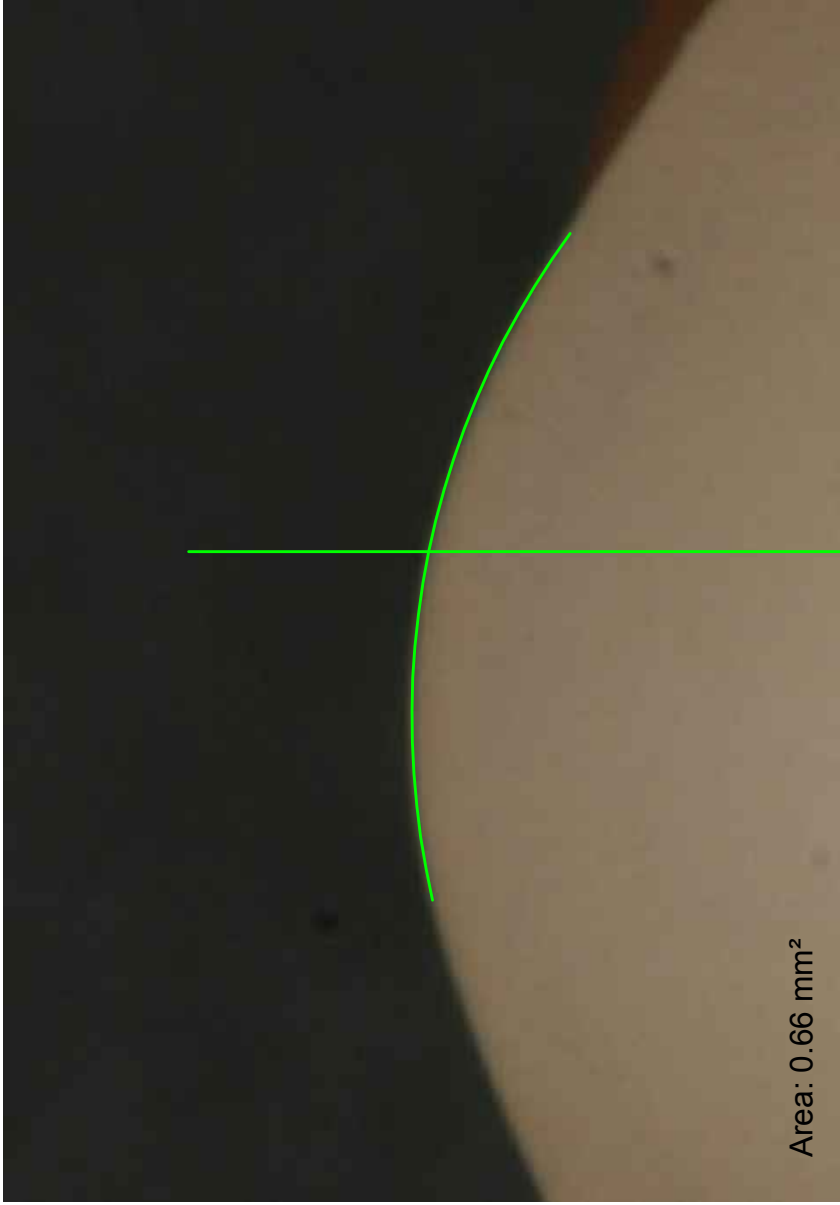
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **03 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **42**

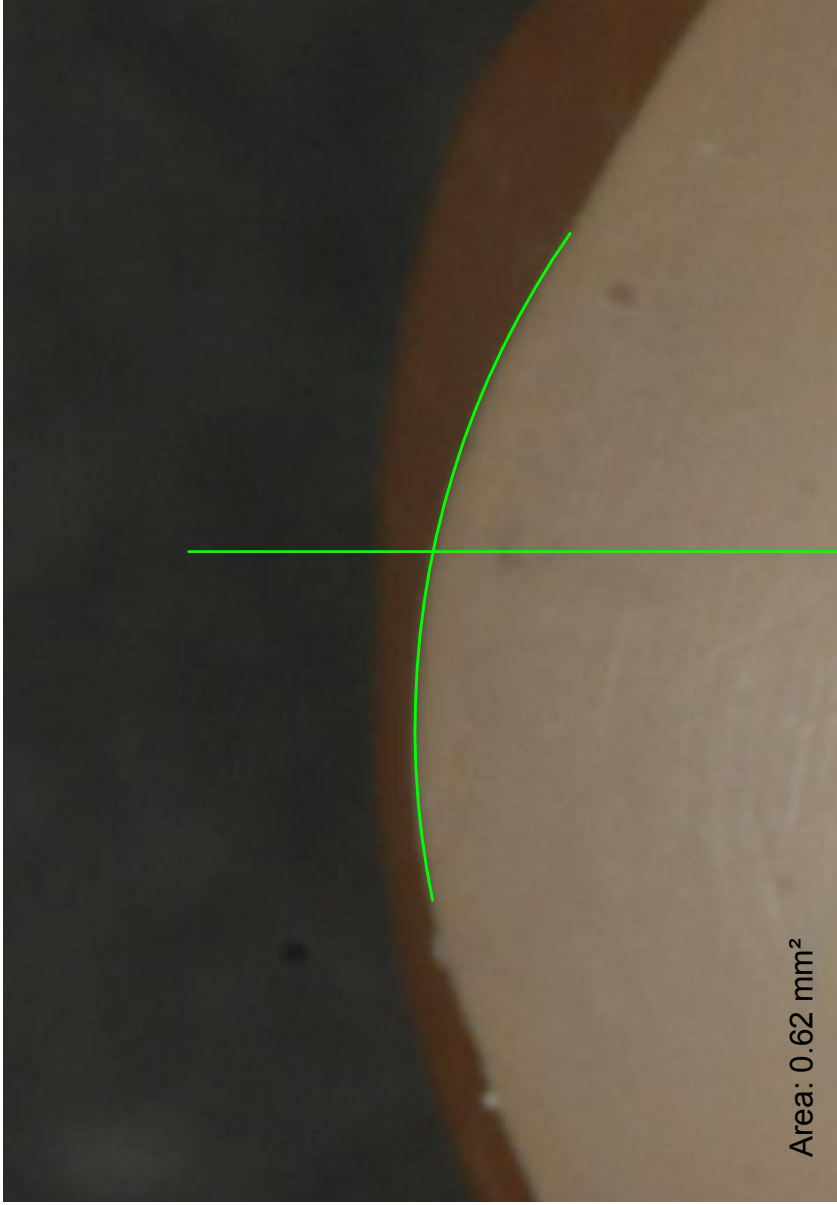
MES: **3**



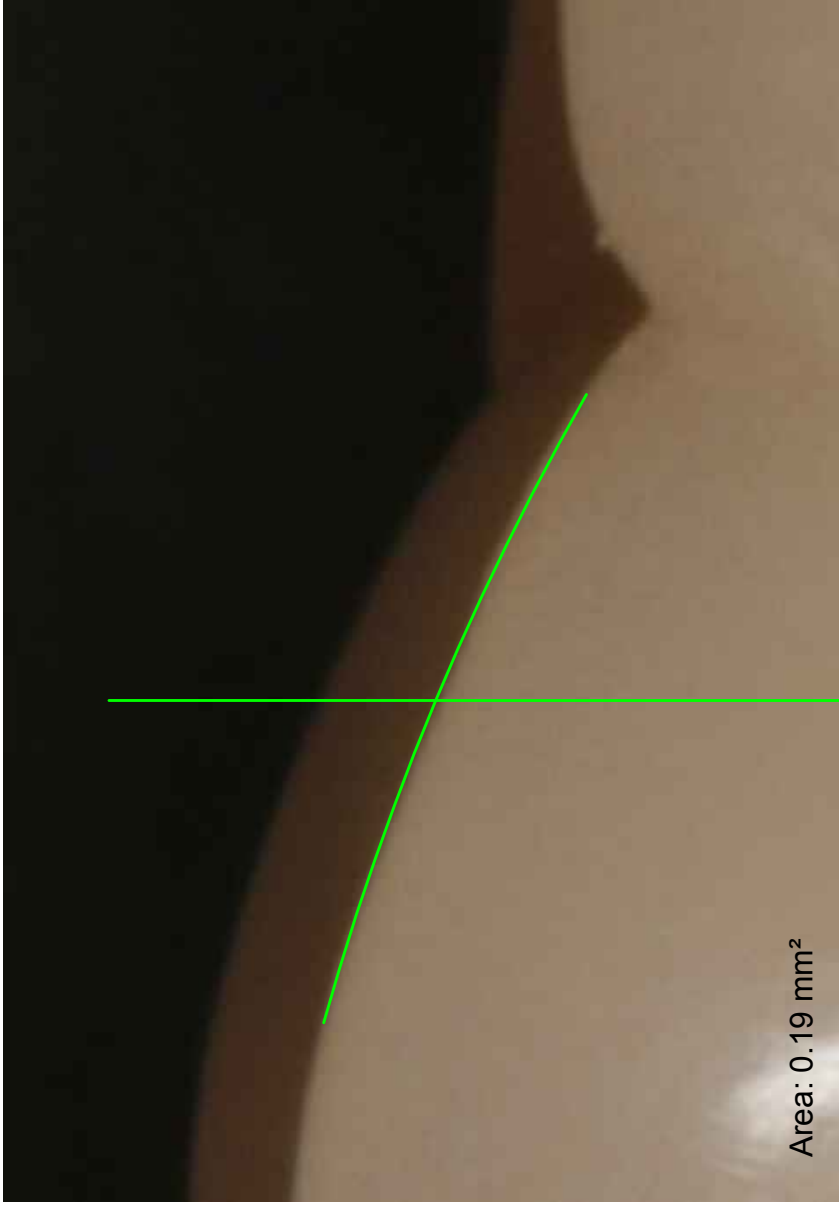
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

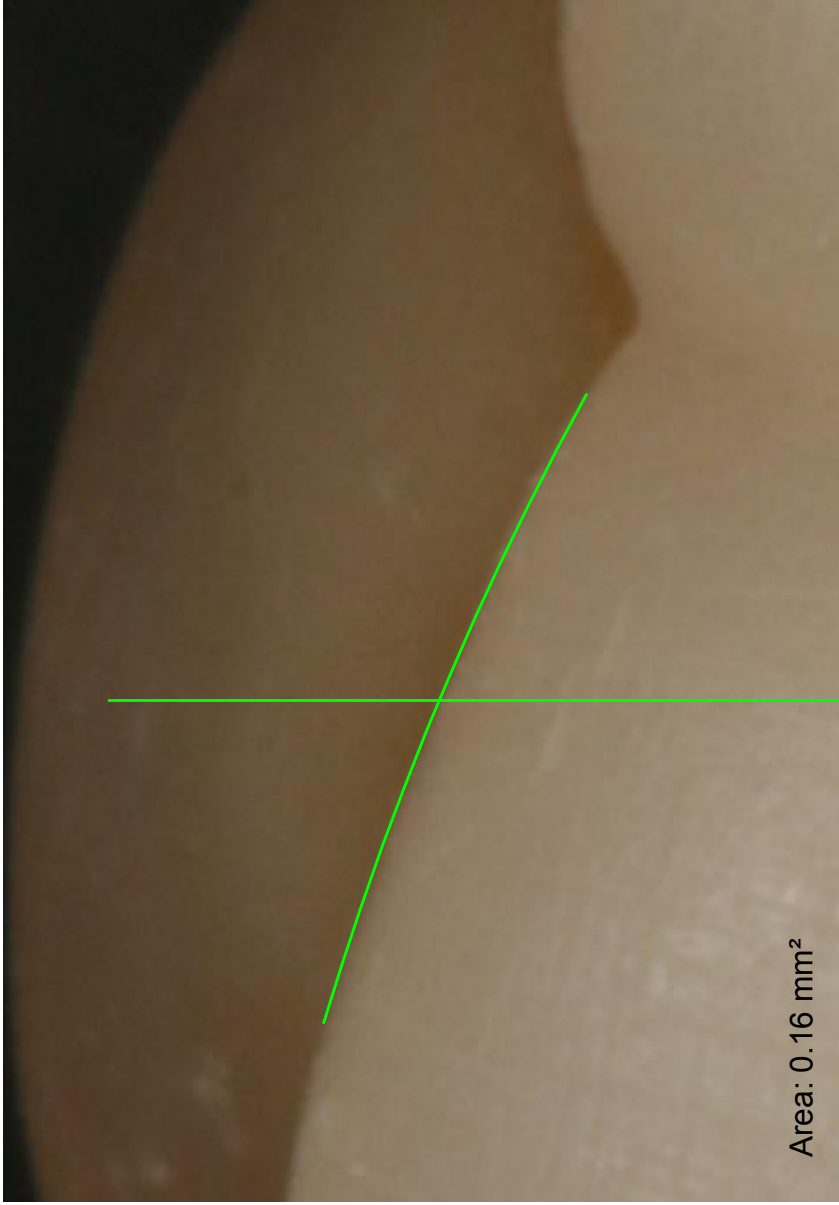
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2** PIEZA DENTARIA N° **14** MES: **3**



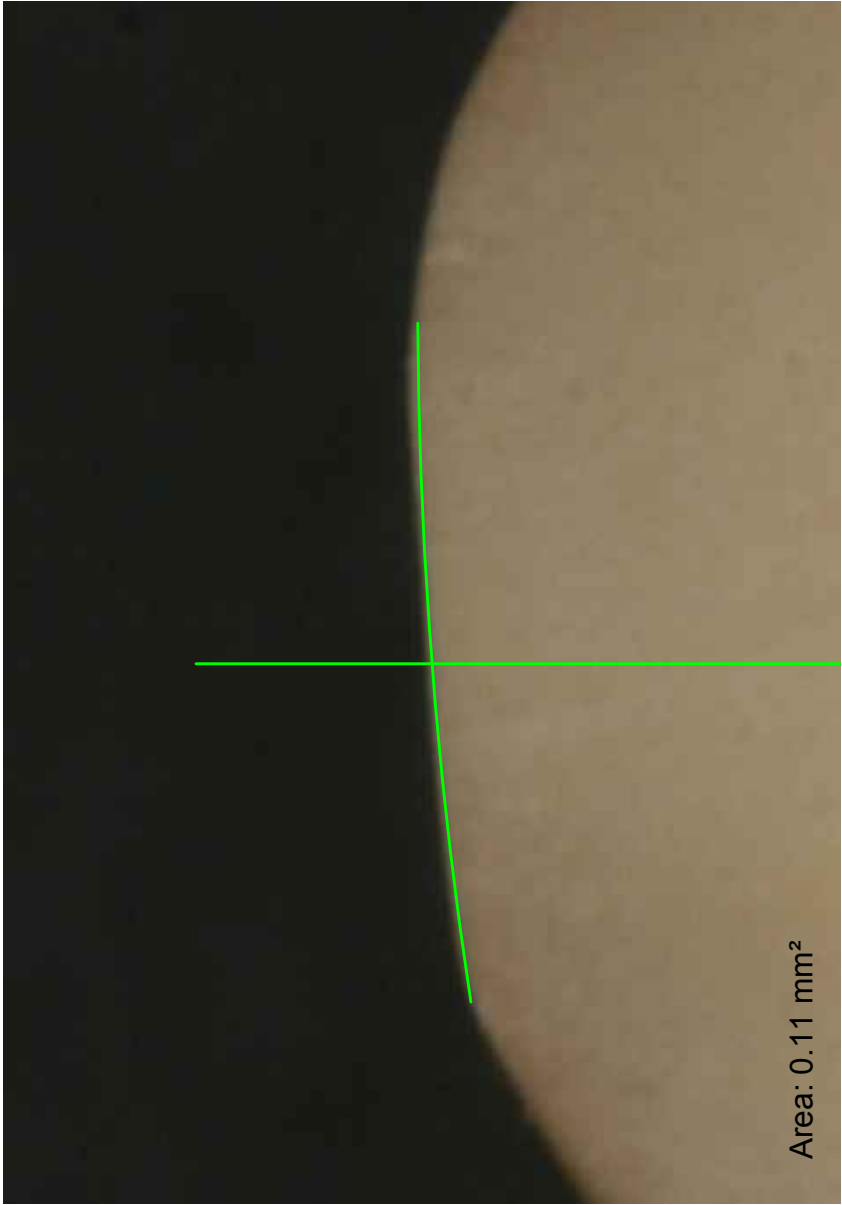
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2** PIEZA DENTARIA N° **16** MES: **0**



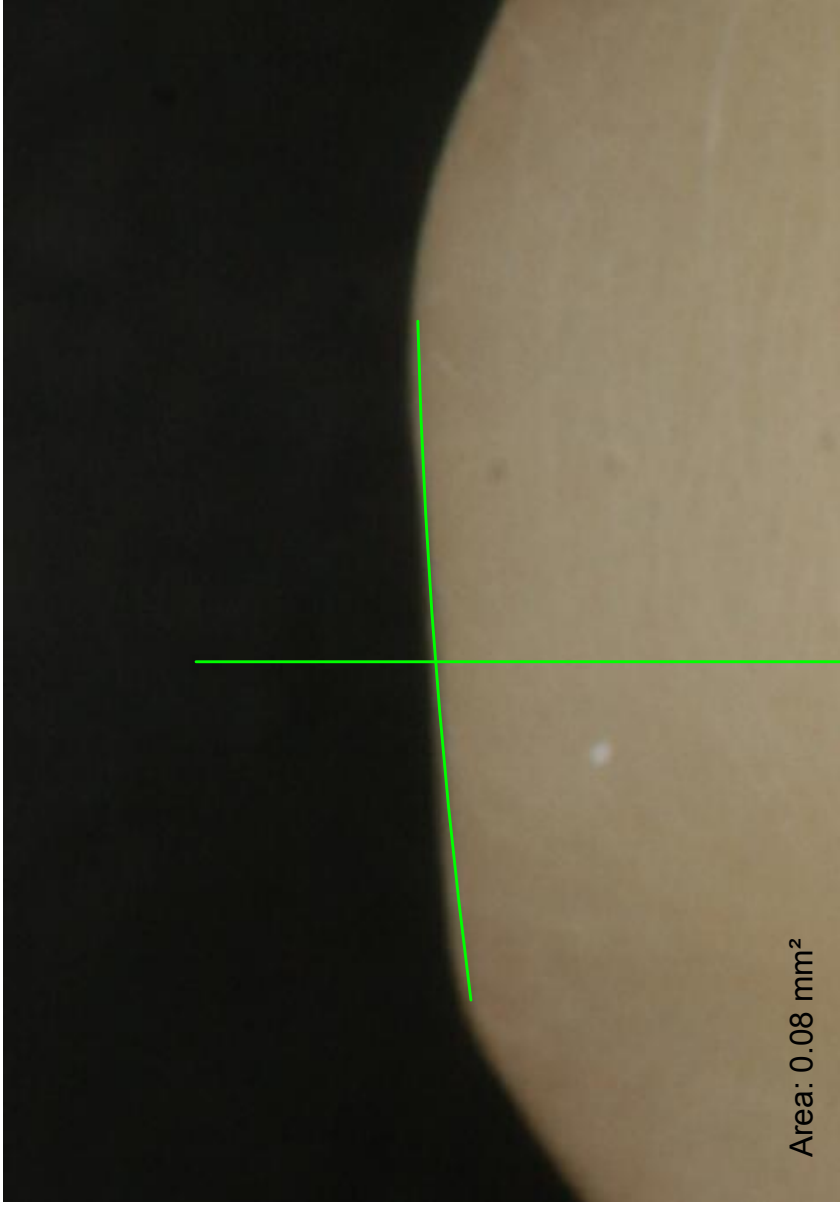
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **16**

MES: **3**



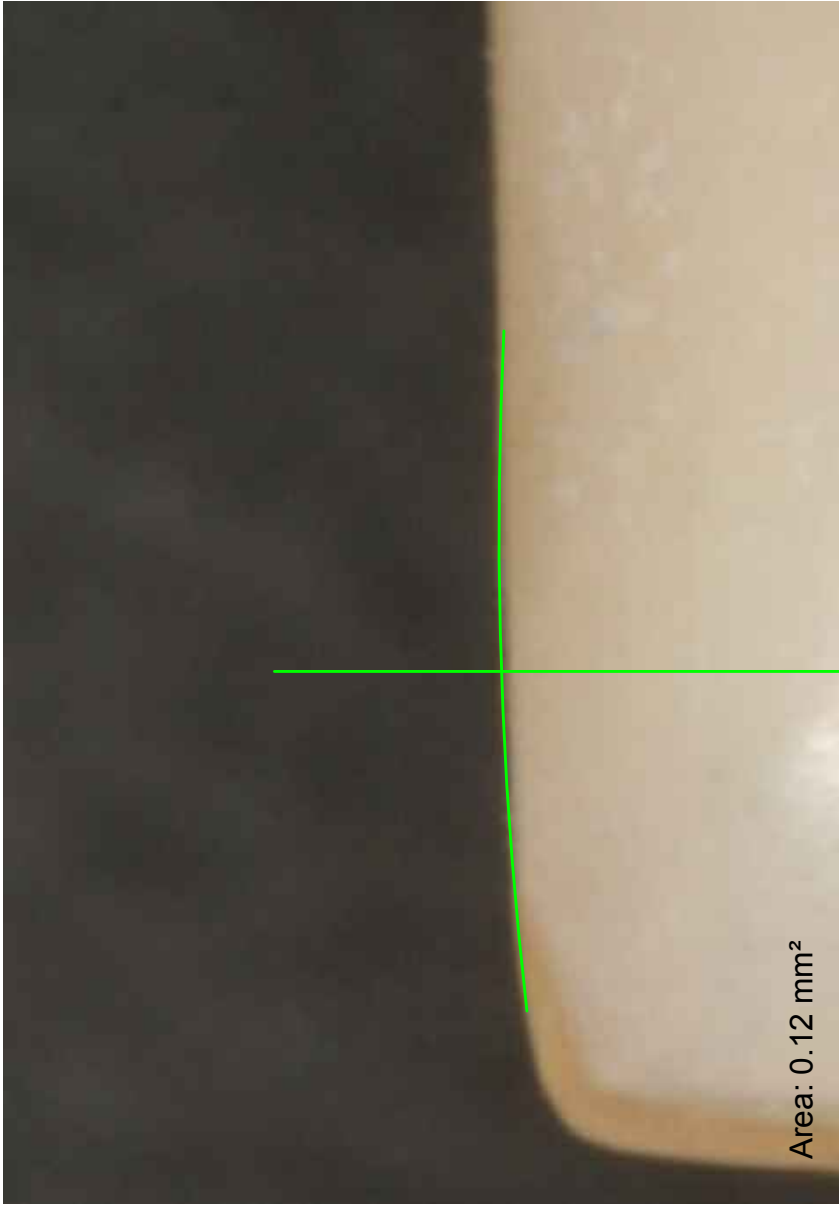
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2** PIEZA DENTARIA N° **23** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **23**

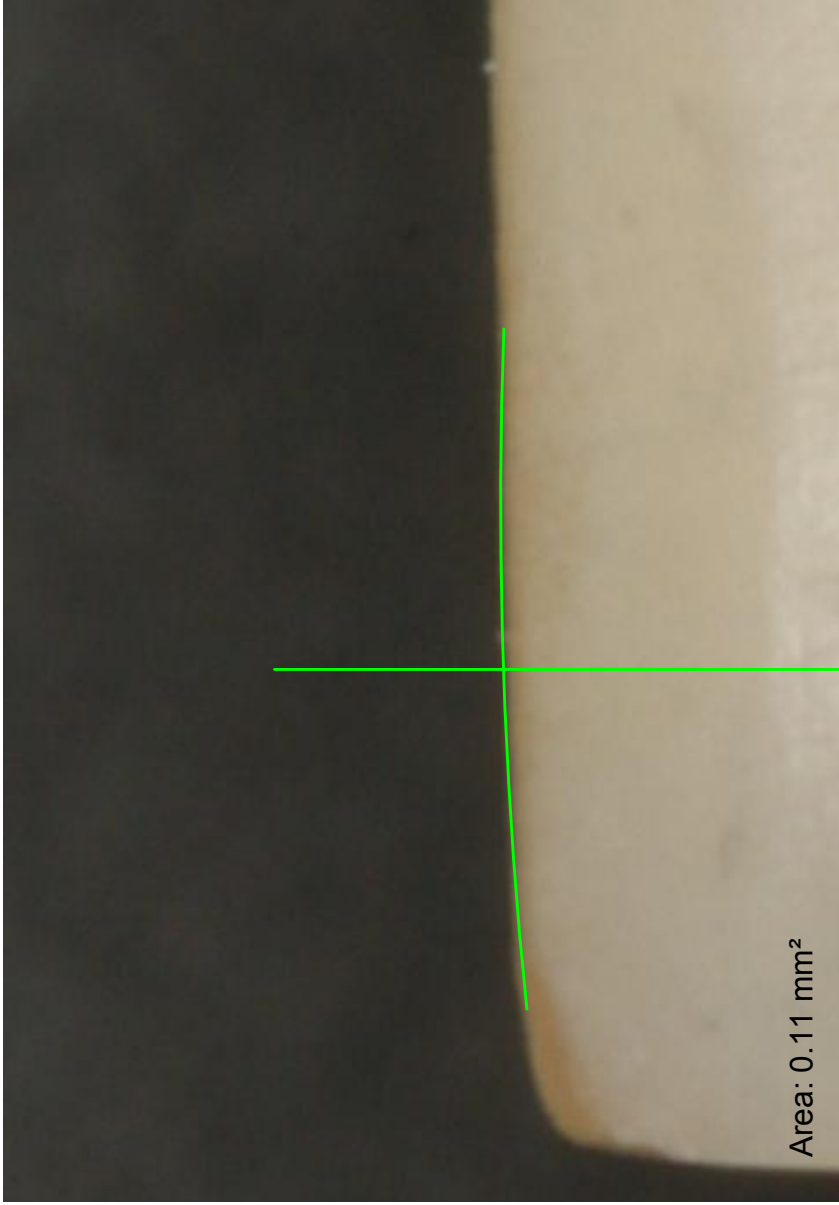
MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **42**

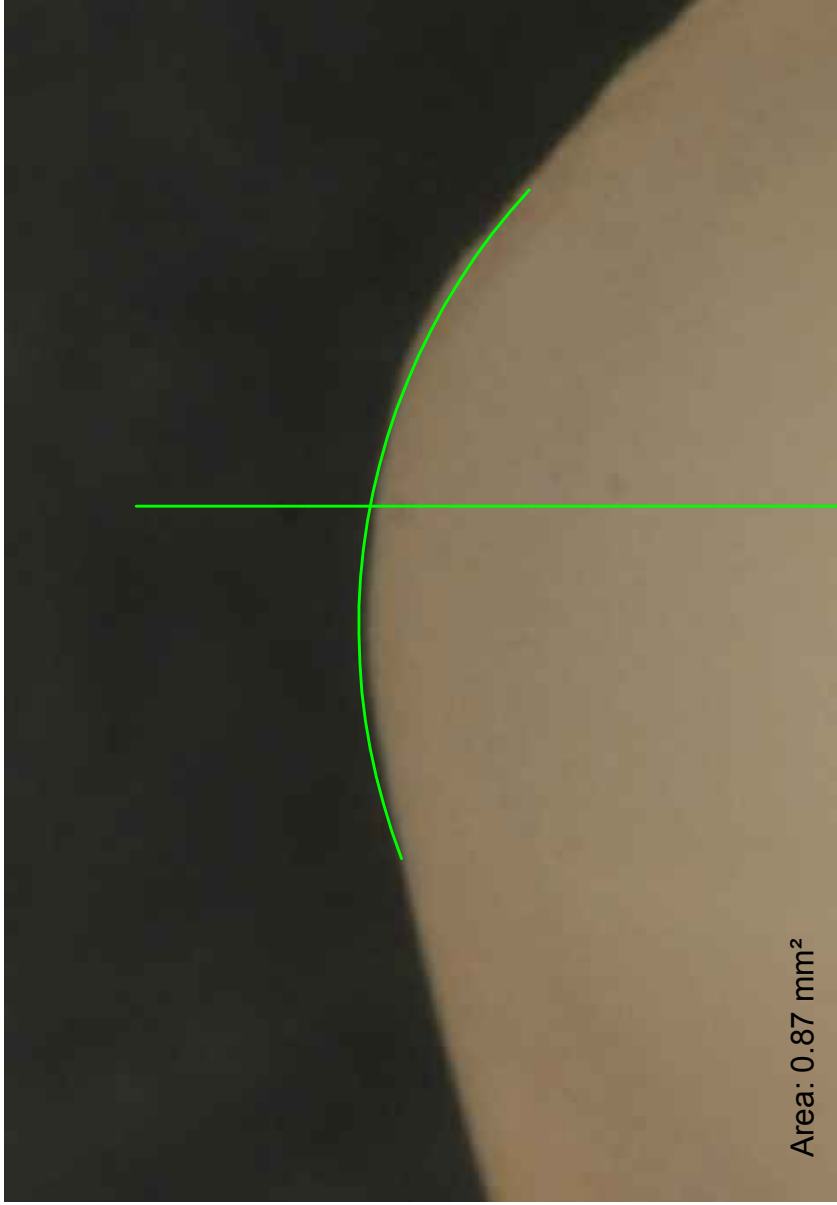
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **04 - P2**

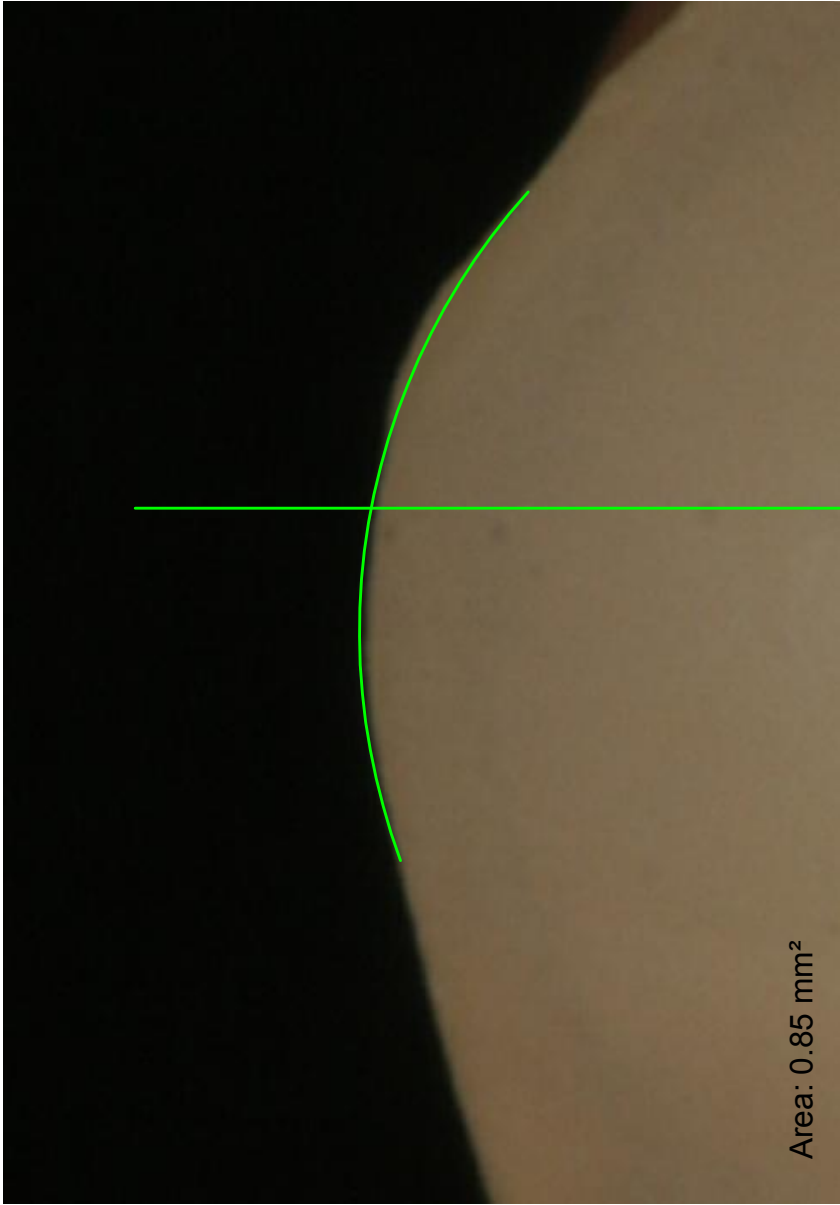
PIEZA DENTARIA N° **42**

MES: **3**



Area: 0.87 mm²

PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2** PIEZA DENTARIA N° **14** MES: **0**

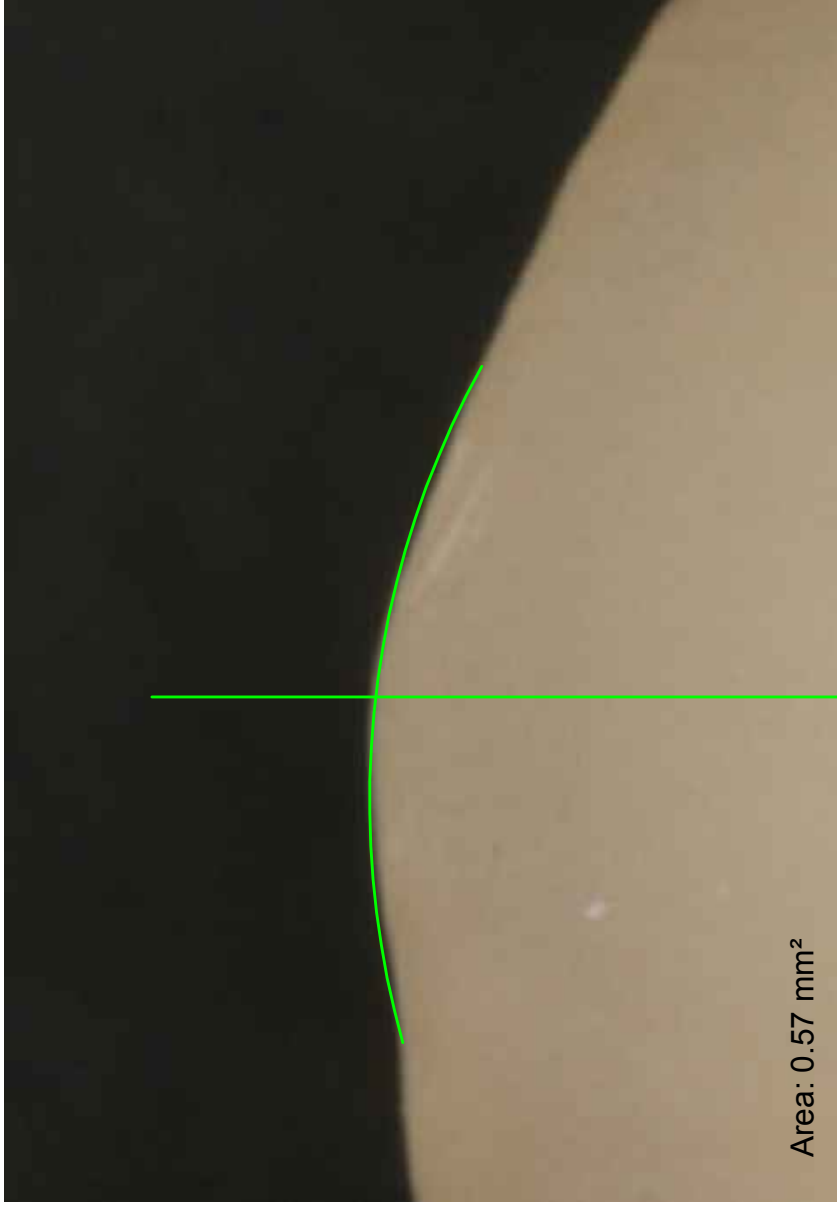


Area: 0.85 mm²

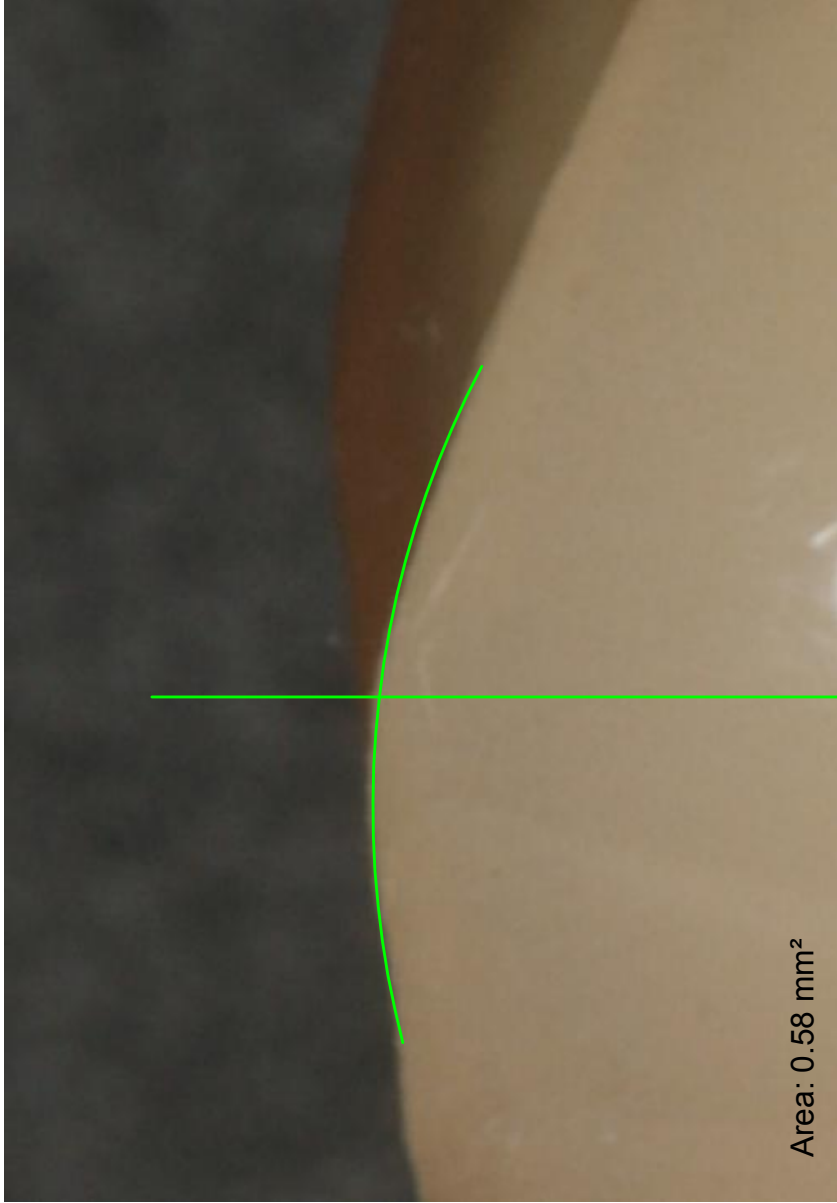
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **14**

MES: **3**



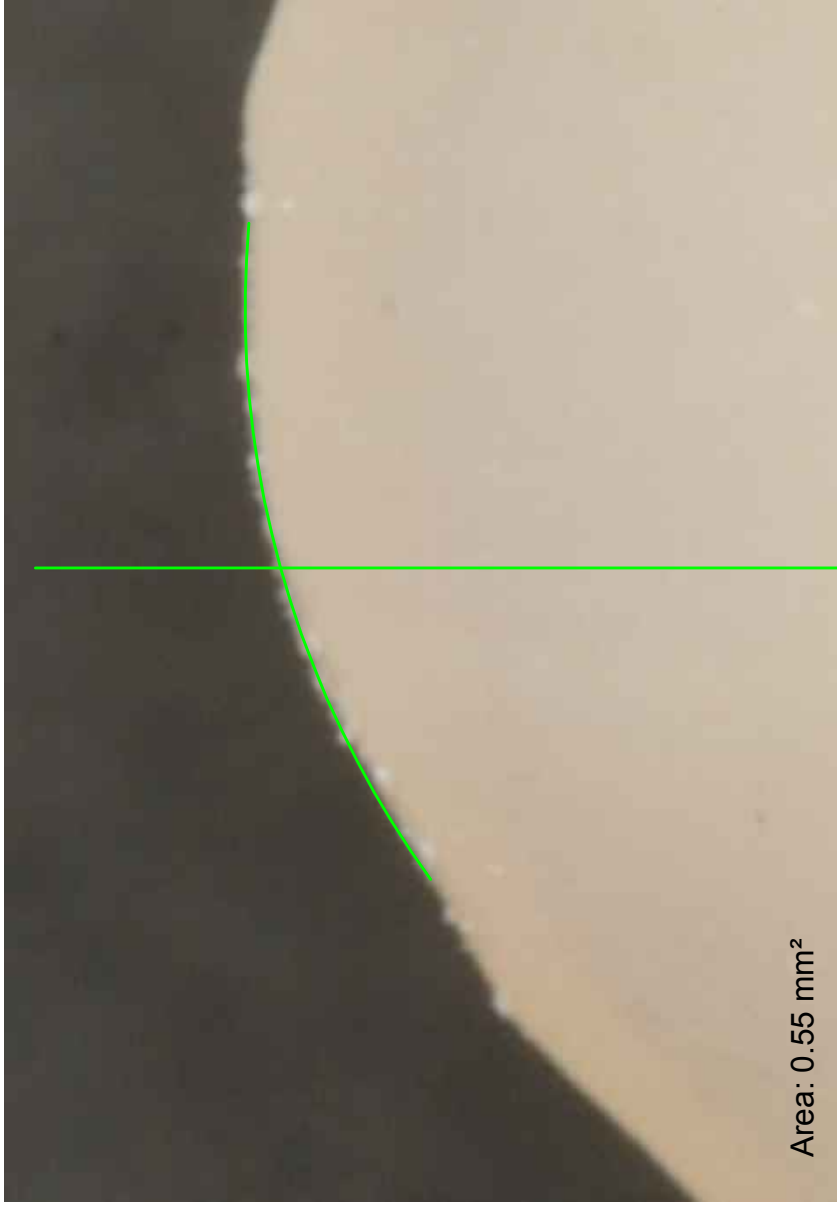
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2** PIEZA DENTARIA N° **16** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **16**

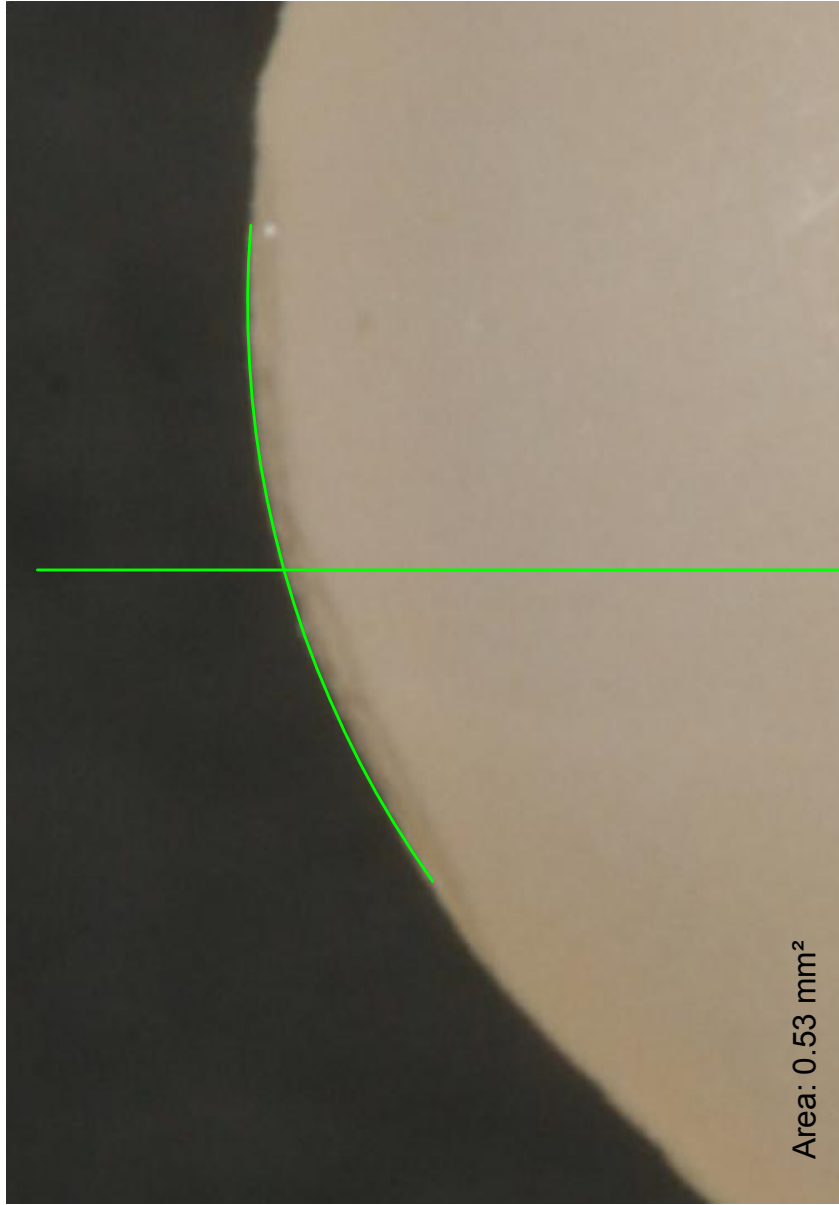
MES: **3**



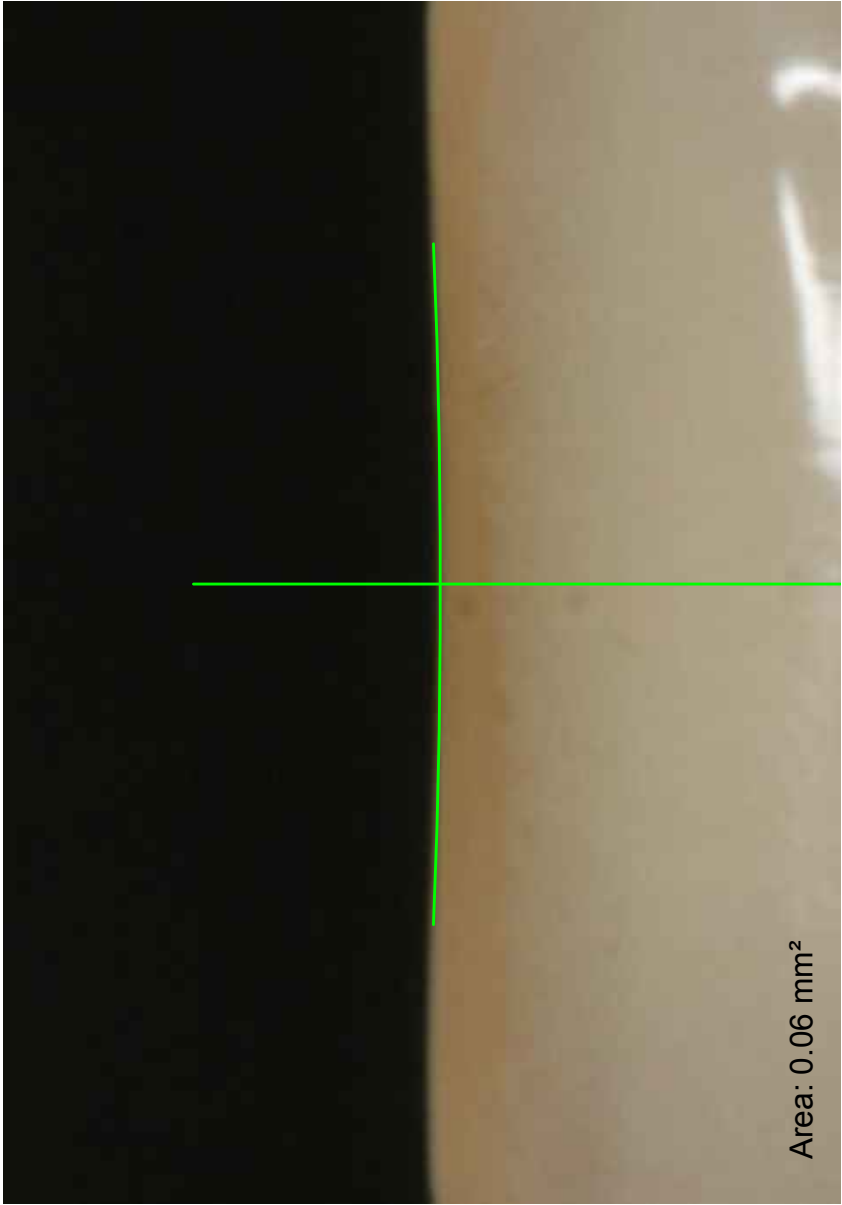
PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **23**

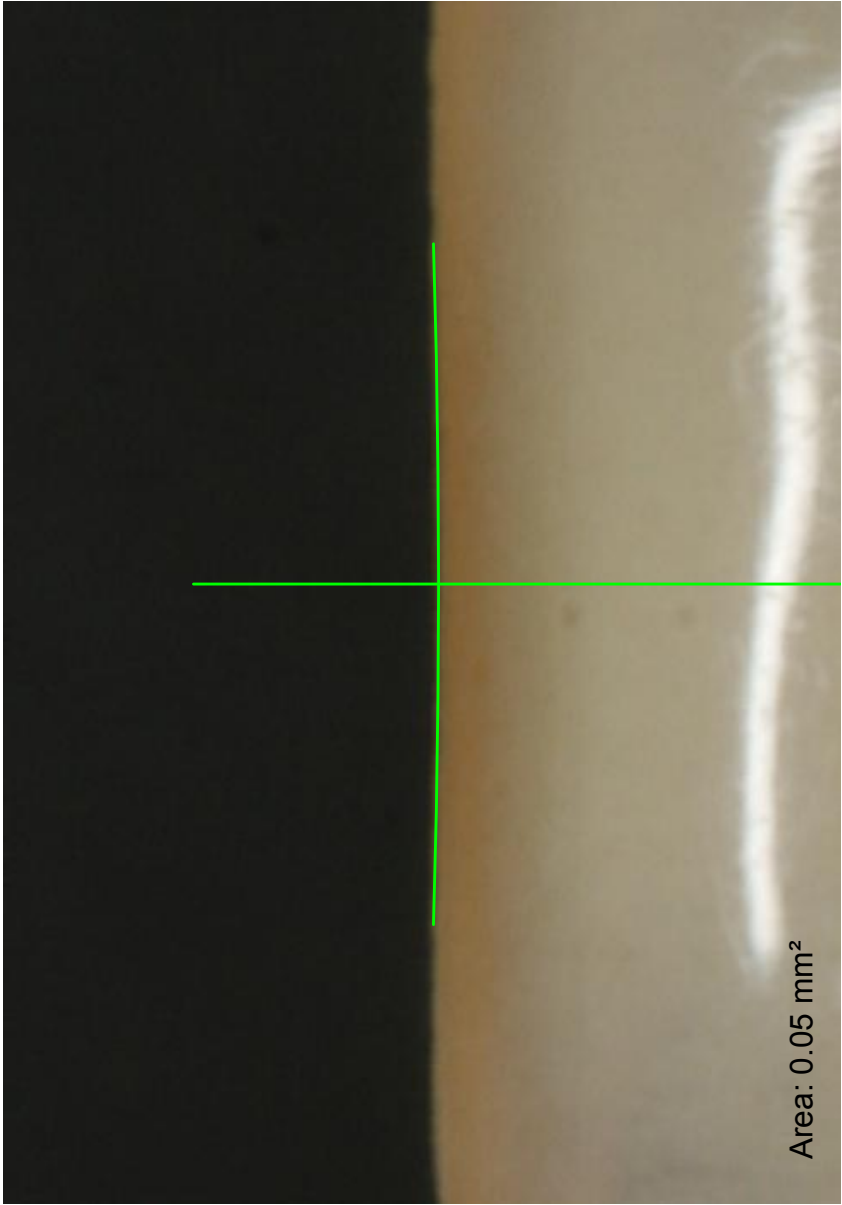
MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2** PIEZA DENTARIA N° **23** MES: **3**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2** PIEZA DENTARIA N° **42** MES: **0**



PACIENTE N° - TIPO DE PROTESIS: **05 - P2**

PIEZA DENTARIA N° **42**

MES: **3**

8.2. TABLA DE DATOS

ID	Tipo prótesis	Nº pieza	Mes	Area arco (mm²)
01	P1 - Phonares	14	0	0,7571
01	P1 - Phonares	14	3	0,7479
01	P1 - Phonares	16	0	0,6372
01	P1 - Phonares	16	3	0,5989
01	P1 - Phonares	23	0	1,0457
01	P1 - Phonares	23	3	1,0029
01	P1 - Phonares	42	0	0,1674
01	P1 - Phonares	42	3	0,1402
02	P1 - Phonares	14	0	0,3135
02	P1 - Phonares	14	3	0,2816
02	P1 - Phonares	16	0	0,6917
02	P1 - Phonares	16	3	0,6711
02	P1 - Phonares	23	0	0,1888
02	P1 - Phonares	23	3	0,1591
02	P1 - Phonares	42	0	0,3394
02	P1 - Phonares	42	3	0,3280
03	P1 - Phonares	14	0	0,7553
03	P1 - Phonares	14	3	0,7381
03	P1 - Phonares	16	0	0,7755
03	P1 - Phonares	16	3	0,7880
03	P1 - Phonares	23	0	0,9091
03	P1 - Phonares	23	3	0,9193
03	P1 - Phonares	42	0	0,3993
03	P1 - Phonares	42	3	0,3840
04	P1 - Phonares	14	0	0,6654
04	P1 - Phonares	14	3	0,6445
04	P1 - Phonares	16	0	0,5009
04	P1 - Phonares	16	3	0,4857
04	P1 - Phonares	23	0	0,5922
04	P1 - Phonares	23	3	0,5730
04	P1 - Phonares	42	0	0,3131
04	P1 - Phonares	42	3	0,2877
05	P1 - Phonares	14	0	0,7398
05	P1 - Phonares	14	3	0,7016
05	P1 - Phonares	16	0	0,6400
05	P1 - Phonares	16	3	0,6259
05	P1 - Phonares	23	0	0,3830
05	P1 - Phonares	23	3	0,3568
05	P1 - Phonares	42	0	0,4951
05	P1 - Phonares	42	3	0,4738

ID	Tipo prótesis	Nº pieza	Mes	Area arco (mm²)
01	P2 - Vivodent	14	0	0,1310
01	P2 - Vivodent	14	3	0,1305
01	P2 - Vivodent	16	0	0,3905
01	P2 - Vivodent	16	3	0,3838
01	P2 - Vivodent	23	0	0,5132
01	P2 - Vivodent	23	3	0,5059
01	P2 - Vivodent	42	0	0,4188
01	P2 - Vivodent	42	3	0,4265
02	P2 - Vivodent	14	0	0,6303
02	P2 - Vivodent	14	3	0,5978
02	P2 - Vivodent	16	0	0,8131
02	P2 - Vivodent	16	3	0,8273
02	P2 - Vivodent	23	0	0,6725
02	P2 - Vivodent	23	3	0,6568
02	P2 - Vivodent	42	0	0,1616
02	P2 - Vivodent	42	3	0,1463
03	P2 - Vivodent	14	0	0,8211
03	P2 - Vivodent	14	3	0,7975
03	P2 - Vivodent	16	0	0,4520
03	P2 - Vivodent	16	3	0,4169
03	P2 - Vivodent	23	0	0,7000
03	P2 - Vivodent	23	3	0,6783
03	P2 - Vivodent	42	0	0,1816
03	P2 - Vivodent	42	3	0,1376
04	P2 - Vivodent	14	0	0,6603
04	P2 - Vivodent	14	3	0,6229
04	P2 - Vivodent	16	0	0,1862
04	P2 - Vivodent	16	3	0,1581
04	P2 - Vivodent	23	0	0,1096
04	P2 - Vivodent	23	3	0,0785
04	P2 - Vivodent	42	0	0,1247
04	P2 - Vivodent	42	3	0,1066
05	P2 - Vivodent	14	0	0,8684
05	P2 - Vivodent	14	3	0,8502
05	P2 - Vivodent	16	0	0,5686
05	P2 - Vivodent	16	3	0,5790
05	P2 - Vivodent	23	0	0,5466
05	P2 - Vivodent	23	3	0,5347
05	P2 - Vivodent	42	0	0,0612
05	P2 - Vivodent	42	3	0,0455

8.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se presenta:

- 1) Comparación de áreas en porcentaje (relativas) entre P1 y P2
- 2) Comparación de áreas en valores absolutos entre P1 y P2.
- 3) Disminución de área en porcentaje y absoluta en dientes anteriores.
- 4) Disminución de área en porcentaje y absoluta dientes posteriores.
- 5) Comparación de disminuciones relativas promedio de ambas posiciones (anterior y posterior).
- 6) Comparación de disminuciones absolutas promedio de ambas posiciones (anterior y posterior).

Contenidos

- A) Tabla con los datos
- B) Obtención de media, dev típica, error std
- C) IC índice de confianza
- D) t de student

1) COMPARACIÓN DISMINUCIÓN EN PORCENTAJE ENTRE P1 Y P2

A) Tabla con datos de Disminución de área en porcentaje

Obs	ID	N_pieza	area_ arco_p1r	area_ arco_p2r
1	01	23	4.0930	1.4224
2	01	42	16.2485	-1.8386
3	02	23	15.7309	2.3346
4	02	42	3.3589	9.4678
5	03	23	-1.1220	3.1000
6	03	42	3.8317	24.2291
7	04	23	3.2421	28.3759
8	04	42	8.1124	14.5148
9	05	23	6.8407	2.1771
10	05	42	4.3022	25.6536
11	01	14	1.2152	0.3817
12	01	16	6.0107	1.7157
13	02	14	10.1754	5.1563
14	02	16	2.9782	-1.7464
15	03	14	2.2772	2.8742
16	03	16	-1.6119	7.7655
17	04	14	3.1410	5.6641
18	04	16	3.0345	15.0913
19	05	14	5.1636	2.0958
20	05	16	2.2031	-1.8291

B) Tabla de obtención de media, desviación típica, error standard

Variable	Media	Dev tip	Error estándar	Mínimo	Máximo	Pr > t
area_arco_p1r	4.9612725	4.6633051	1.0427467	-1.6118633	16.2485066	0.0001
area_arco_p2r	7.3302947	9.3753997	2.0964031	-1.8385864	28.3759124	0.0024

C) Tabla Intervalo de Confianza

Variable	Inferior 95% CL para media	Superior 95% CL para media
area_arco_p1r	2.7787785	7.1437665
area_arco_p2r	2.9424726	11.7181168

D) t-student. Comparación de disminuciones relativas promedios P1 y P2

Procedimiento TTEST

Diferencia entre: área arco_P1 y área arco P2

N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
20	-2.3690	11.1340	2.4896	-25.1338	18.0871

Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std
-2.3690	-7.5799 2.8419	11.1340	8.4673 16.2620

DF	Valor t	Pr > t
19	-0.95	0.3533

2) DISMINUCIÓN DE ÁREA EN VALOR ABSOLUTO ENTRE P1 Y P2

A) Tabla con datos de Disminución de área en valor absoluto

Obs	ID	N_pieza	area_ arco_ p1_0	area_ arco_ p1_3	area_ arco_ p2_0	area_ arco_ p2_3	area_ arco_p1a	area_ arco_p2a
1	01	23	1.0457	1.0029	0.5132	0.5059	0.0428	0.0073
2	01	42	0.1674	0.1402	0.4188	0.4265	0.0272	-0.0077
3	02	23	0.1888	0.1591	0.6725	0.6568	0.0297	0.0157
4	02	42	0.3394	0.3280	0.1616	0.1463	0.0114	0.0153
5	03	23	0.9091	0.9193	0.7000	0.6783	-0.0102	0.0217
6	03	42	0.3993	0.3840	0.1816	0.1376	0.0153	0.0440
7	04	23	0.5922	0.5730	0.1096	0.0785	0.0192	0.0311
8	04	42	0.3131	0.2877	0.1247	0.1066	0.0254	0.0181
9	05	23	0.3830	0.3568	0.5466	0.5347	0.0262	0.0119
10	05	42	0.4951	0.4738	0.0612	0.0455	0.0213	0.0157
11	01	14	0.7571	0.7479	0.1310	0.1305	0.0092	0.0005
12	01	16	0.6372	0.5989	0.3905	0.3838	0.0383	0.0067
13	02	14	0.3135	0.2816	0.6303	0.5978	0.0319	0.0325
14	02	16	0.6917	0.6711	0.8131	0.8273	0.0206	-0.0142
15	03	14	0.7553	0.7381	0.8211	0.7975	0.0172	0.0236
16	03	16	0.7755	0.7880	0.4520	0.4169	-0.0125	0.0351
17	04	14	0.6654	0.6445	0.6603	0.6229	0.0209	0.0374
18	04	16	0.5009	0.4857	0.1862	0.1581	0.0152	0.0281
19	05	14	0.7398	0.7016	0.8684	0.8502	0.0382	0.0182
20	05	16	0.6400	0.6259	0.5686	0.5790	0.0141	-0.0104

B) Tabla de obtención de media, desviación típica, error standard

Variable	Media	Dev tip	Error estándar	Mínimo	Máximo	Pr > t
area_arco_p1a	0.0200700	0.0141257	0.0031586	-0.0125000	0.0428000	<.0001
area_arco_p2a	0.0165300	0.0161211	0.0036048	-0.0142000	0.0440000	0.0002

C) Tabla Intervalo de Confianza

Variable	Inferior 95% CL para media	Superior 95% CL para media
area_arco_p1a	0.0134590	0.0266810
area_arco_p2a	0.0089851	0.0240749

D) t-student. Comparación de disminuciones absolutas promedios P1 y P2

Procedimiento TTEST

Diferencia: area_arco_p1a - area_arco_p2a

N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
20	0.00354	0.0238	0.00532	-0.0476	0.0355

Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std
0.00354	-0.00759 0.0147	0.0238	0.0181 0.0347

DF	Valor t	Pr > t
----	---------	---------

19	0.67	0.5135
----	------	---------------

3) DISMINUCIÓN DE ÁREA EN PORCENTAJE Y ABSOLUTA POSICIÓN ANTERIOR

B) Obtención de media, dev típica, error standard

Variable	Media	Dev tip	Error estándar	Mínimo	Máximo	Pr > t
area_arco_p1r	6.4638440	5.5704141	1.7615196	-1.1219888	16.2485066	0.0052
area_arco_p2r	10.9436768	11.4417880	3.6182111	-1.8385864	28.3759124	0.0144
area_arco_p1a	0.0208300	0.0138920	0.0043931	-0.0102000	0.0428000	0.0011
area_arco_p2a	0.0173100	0.0136894	0.0043290	-0.0077000	0.0440000	0.0031

C) Tabla Intervalo de Confianza

Variable	Inferior 95% CL para media	Superior 95% CL para media
area_arco_p1r	2.4790099	10.4486782
area_arco_p2r	2.7587147	19.1286388
area_arco_p1a	0.0108922	0.0307678
area_arco_p2a	0.0075172	0.0271028

D) t-student Comparación de disminuciones relativas y absolutas promedios P1 y P2 en posición ANTERIOR

Procedimiento TTEST

Diferencia relativa: area_arco_p1r - area_arco_p2r

N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
10	-4.4798	14.6613	4.6363	-25.1338	18.0871
Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std		
-4.4798	-14.9679	6.0082	14.6613	10.0845	26.7658
DF	Valor t	Pr > t			
9	-0.97	0.3592			

Diferencia absoluta: area_arco_p1a - area_arco_p2a

N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
10	0.00352	0.0232	0.00733	-0.0319	0.0355
Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std		
0.00352	-0.0131 0.0201	0.0232	0.0159 0.0423		
DF	Valor t	Pr > t			
9	0.48	0.6426			

4) DISMINUCIÓN DE ÁREA EN PORCENTAJE Y ABSOLUTA POSICIÓN POSTERIOR

B) Obtención de media, dev típica, error standard

Variable	Media	Dev tip	Error estándar	Mínimo	Máximo	Pr > t
area_arco_p1r	3.4587009	3.1404500	0.9930975	-1.6118633	10.1754386	0.0069
area_arco_p2r	3.7169127	5.0629707	1.6010519	-1.8290538	15.0912997	0.0454
area_arco_p1a	0.0193100	0.0150655	0.0047641	-0.0125000	0.0383000	0.0029
area_arco_p2a	0.0157500	0.0189712	0.0059992	-0.0142000	0.0374000	0.0276

C) Tabla Intervalo de Confianza

Variable	Inferior 95% CL para media	Superior 95% CL para media
area_arco_p1r	1.2121583	5.7052435
area_arco_p2r	0.0950816	7.3387438
area_arco_p1a	0.0085328	0.0300872
area_arco_p2a	0.0021788	0.0293212

D) t-student Comparación de disminuciones relativas y absolutas promedios P1 y P2 en posición POSTERIOR

Procedimiento TTEST

Diferencia relativa: area_arco_p1r - area_arco_p2r

N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
10	-0.2582	6.0707	1.9197	-12.0568	5.0192
Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std		
-0.2582	-4.6009	4.0845	6.0707	4.1756	11.0827
DF	Valor t	Pr > t			
9	-0.13	0.8960			

Diferencia absoluta: area_arco_p1a - area_arco_p2a

N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
10	0.00356	0.0256	0.00810	-0.0476	0.0348
Media	95% CL	Media	Dev std	95% CL	Dev std
0.00356	-0.0148	0.0219	0.0256	0.0176	0.0468
DF	Valor t	Pr > t			
9	0.44	0.6706			

5) COMPARACIÓN DE DISMINUCIONES RELATIVAS PROMEDIO DE AMBAS POSICIONES

Procedimiento TTEST

Variable: Area arco P1

Posición	N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
Anterior	10	6.4638	5.5704	1.7615	-1.1220	16.2485
Posterior	10	3.4587	3.1405	0.9931	-1.6119	10.1754
Diff (1-2)		3.0051	4.5217	2.0222		

Posición	Método	Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std
Anterior		6.4638	2.4790 10.4487	5.5704	3.8315 10.1694
Posterior		3.4587	1.2122 5.7052	3.1405	2.1601 5.7332
Diff (1-2)	Combinada	3.0051	-1.2433 7.2536	4.5217	3.4167 6.6868
Diff (1-2)	Satterthwaite	3.0051	-1.3264 7.3367		

Método	Varianzas	DF	Valor t	Pr > t
Combinada	Igual	18	1.49	0.1546
Satterthwaite	Desigual	14.196	1.49	0.1591

Igualdad de varianzas

Método	Num DF	Den DF	F-Valor	Pr > F
Folded F	9	9	3.15	0.102

Variable: Area arco P2

Posición	N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
Anterior	10	10.9437	11.4418	3.6182	-1.8386	28.3759
Posterior	10	3.7169	5.0630	1.6011	-1.8291	15.0913
Diff (1-2)		7.2268	8.8473	3.9566		

Posición	Método	Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std
Anterior		10.9437	2.7587 19.1286	11.4418	7.8701 20.8882
Posterior		3.7169	0.0951 7.3387	5.0630	3.4825 9.2430
Diff (1-2)	Combinada	7.2268	-1.0858 15.5393	8.8473	6.6851 13.0836
Diff (1-2)	Satterthwaite	7.2268	-1.3636 15.8172		

Método	Varianzas	DF	Valor t	Pr > t	
	Combinada	Igual	18	1.83	0.0844
	Satterthwaite	Desigual	12.394	1.83	0.0919

6) COMPARACIÓN DE DISMINUCIONES ABSOLUTAS PROMEDIO DE AMBAS POSICIONES

Procedimiento TTEST

Variable: Area arco P1

Posición	N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
Anterior	10	0.0208	0.0139	0.00439	-0.0102	0.0428
Posterior	10	0.0193	0.0151	0.00476	-0.0125	0.0383
Diff (1-2)		0.00152	0.0145	0.00648		

Posición	Método	Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std
Anterior		0.0208	0.0109 0.0308	0.0139	0.00956 0.0254
Posterior		0.0193	0.00853 0.0301	0.0151	0.0104 0.0275
Diff (1-2)	Combinada	0.00152	-0.0121 0.0151	0.0145	0.0109 0.0214
Diff (1-2)	Satterthwaite	0.00152	-0.0121 0.0151		

Método	Varianzas	DF	Valor t	Pr > t
Combinada	Igual	18	0.23	0.8172
Satterthwaite	Desigual	17.883	0.23	0.8172

Igualdad de varianzas

Método	Num DF	Den DF	F-Valor	Pr > F
Folded F	9	9	1.18	0.8130

Variable: Area arco P2

Posición	N	Media	Dev std	Err std	Mínimo	Máximo
Anterior	10	0.0173	0.0137	0.00433	-0.00770	0.0440
Posterior	10	0.0158	0.0190	0.00600	-0.0142	0.0374
Diff (1-2)		0.00156	0.0165	0.00740		

Posición	Método	Media	95% CL Media	Dev std	95% CL Dev std
Anterior		0.0173	0.00752 0.0271	0.0137	0.00942 0.0250
Posterior		0.0158	0.00218 0.0293	0.0190	0.0130 0.0346
Diff (1-2)	Combinada	0.00156	-0.0140 0.0171	0.0165	0.0125 0.0245

Diff (1-2)	Satterthwaite	0.00156	-0.0141	0.0172
------------	---------------	---------	---------	--------

Método	Varianzas	DF	Valor t	Pr > t
Combinada	Igual	18	0.21	0.8354
Satterthwaite	Desigual	16.373	0.21	0.8356

8.4. MODELO DE HISTORIA CLÍNICA

FICHA CLINICA DEPARTAMENTO DE PROTESIS BUCOFACIAL

PACIENTE _____ Código Salud _____
Dirección _____ Teléf. _____
Fecha nacimiento _____ Profesión _____ Observaciones _____

PATOLOGIA MEDICA RELEVANTE: _____

Tratamiento Farmacológico: _____

HIGIENE (índice de Loe y Silness)

0	1	2	3	I. de cada d. / n.º de d. =
no	sonda	vis.	grueso	

GINGIVITIS (índice de Silness y Loe)

0	1	2	3	I. de cada d. / n.º de d. =
no	infl. no sang.	sangra sonda	sangra sólo	

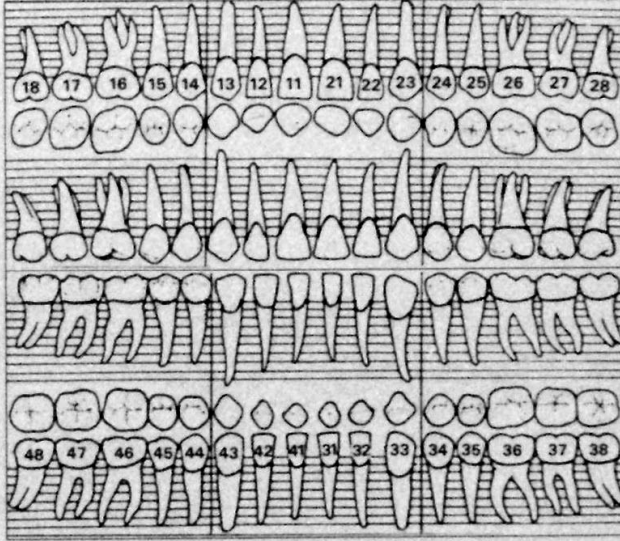
E. Perio. (CPTIN)

1	2	3	4
sangra	sang. calc. bolsa 4	sang. calc. bolsa 6	bolsa +6

C. A. O.
rojo x azul

Fracturas (línea)

Facetas (área)



MALOCCLUSION

				AT M. apertura:	desviación:
0	1	2	3		
norm.	ruido	bloqueo auto	dolor bloqueo		

Cl. Angle Vertical Transversal Parafunciones

MUCOSAS:

MUSCULATURA (dolor, hipertrofia):

A. OCLUSAL (articulador): discl. Prot.
lat. dch.:
lat. izda.:
Premat.:
Interf. Prot.:
lat. dch.:
lat. izda.:

dcha. izqda.



I. RADIOGRAFICO:

DIAGNOSTICO:

Admisión a tratamiento:

Fecha:

Box:

Profesor

Remitido a:

PLAN DE TRATAMIENTO:

DESCRIPCION:

Exodoncia

Tractectomia

Obturaciones

Trat. Endodont.

Periodoncia

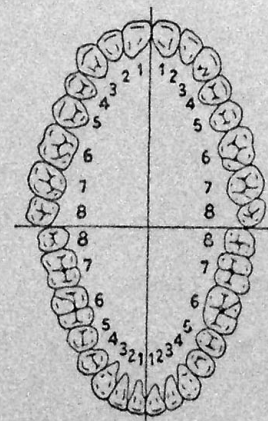
Cirugía

Prótesis

Otros

DISEÑOS PROTESICOS

Color



ACTIVIDADES CLINICAS

FECHA

Actividad

Firma del tutor

8.5. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Formulario de consentimiento informado para rehabilitaciones de prótesis completas

Don/ Doña (Nombre y apellidos del paciente).....

De edad:.....años

D.N.I:.....

Domicilio:.....C.P:.....Localidad.....

Don/ Doña (Nombre y apellidos del representante legal del paciente)

.....

De edad:.....años

D.N.I:.....

Domicilio:.....C.P:.....Localidad.....

DECLARO

Que el/la:
(nombre y apellidos del facultativo que proporciona la información)

Con número de colegiado:.....

Me ha explicado que es conveniente proceder en mi situación a la confección de una prótesis completa.

Entiendo que la colocación de la prótesis no constituye el acto final del tratamiento, sino que es necesario un proceso de adaptación que puede exigir retoques iniciales, así como revisiones periódicas, para su cuidado y mantenimiento.

También me ha explicado como debo cuidar y limpiar las prótesis (se adjunta hoja de mantenimiento).

El facultativo me ha explicado con todo detalle y claramente que se me confeccionarán dos juegos de prótesis cuyo uso de intercambiará cada tres meses durante un año, durante el cual no utilizaré las prótesis que actualmente uso.

He sido informado que en la confección de ambas prótesis se utilizarán materiales de primera calidad, utilizando para una de las prótesis unos dientes de composite que (si el resultado es positivo) podría beneficiar con respecto al desgaste y la estética la longevidad de mis prótesis.

También me ha explicado que la prótesis completa superior puede producirme náuseas, que desaparecerán poco a poco, y que al prótesis inferior puede producir molestias durante los primeros días o incluso semanas. Se que incluso podrían producirse “llagas” debiendo acudir a los controles para que el facultativo elimine el factor irritativo y se solucionen.

A veces, el tener poco soporte óseo, puede producir que la prótesis se movilice al masticar o hablar, lo que constituiría un problema difícil o improbable de solucionar, sobre todo en las prótesis completas inferiores, en cuyo caso, sino llegara a adaptarme, la única solución sería la colocación de implantes para mejorar la retención de la misma, todo esto condicionado a cada caso en particular, de acuerdo al diagnóstico y la posibilidad de colocar implantes.

Acepto que durante el período de estudio clínico solo utilizaré las prótesis que las doctoras determinen de acuerdo a la dinámica del estudio y que durante el mismo las prótesis que actualmente utilizo quedarán en su custodia, quienes me la devolverán al terminar el período de un año de evaluación.

También me ha informado que cada cierto número de años las prótesis deben adaptarse a los maxilares, para corregir la reabsorción de hueso, mediante rebases.

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo; y el facultativo me ha permitido realizar preguntas y aclarado las dudas que se me han planteado.

También comprendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ello, manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

Y en tales condiciones:

CONSIENTO

Que se me practique el tratamiento de prótesis

En Madrid, adel mes de.....del año 201.....

Fdo Fdo:

Nombre del facultativo y firma

Nombre del paciente y firma

REVOCACION

Don/ Doña

Nombre y apellido del paciente:.....

De.... Años de edad, y D.N.I

Con domicilio en.....

Revoco el consentimiento prestado en fecha y no deseo proseguir el
tratamiento, que doy con esta fecha finalizado.

En Madrid

A fecha de :

Fdo Fdo:

Nombre del facultativo y firma

Nombre del paciente y firma

8.6. INDICACIONES PARA EL PACIENTE



NORMAS PARA EL CUIDADO DE SU PRÓTESIS COMPLETA

La prótesis completa es un aparato bucal que rehabilita las estructuras dentales y óseas que se han ido perdiendo a lo largo del tiempo. Para conseguir un buen funcionamiento de la prótesis deberá seguir detenidamente unas instrucciones de uso y mantenimiento que alargarán la vida del aparato y facilitarán su utilización

ADAPTACIÓN

- Es importante que aprenda a ponerse y quitarse la prótesis con facilidad, pues deberá hacerlo para limpiarla.
- Notará en la boca una sensación de ocupación o de cuerpo extraño que desaparecerá en una o dos semanas.
- No se debe preocupar porque aumente la salivación, pues en un principio es normal, más tarde se irá normalizando.
- Le parecerá raro hablar con la prótesis puesta, es un cuerpo extraño que poco a poco va reconociendo como propio.
- Los primeros días deberá comer alimentos blandos que no se peguen a la prótesis y masticará despacio utilizando los dos lados a la vez.
- La prótesis le puede causar algún tipo de molestias los primeros días, siendo muy importante que se ponga en contacto con su odontólogo si observa que en cuatro o cinco días no se ha producido ninguna mejoría.
- Se debe quitar la prótesis para dormir, de esta forma dejara las mucosas que reposen durante ese periodo de ausencia de la prótesis.
- Existen productos que favorecen la retención y adaptación de la prótesis en la boca.

- | | |
|-------------------------------------------------------|-------------|
| <input type="checkbox"/> Fittydent Super Adhesivo | CN 340090.9 |
| <input type="checkbox"/> Fittydent Super Almohadillas | CN 257949.1 |

CUIDADOS E HIGIENE

Debe mantener una higiene adecuada en casa, que consiste en:

- Después de cada comida hay que lavar la prótesis y la boca.
- La prótesis se ha de limpiar utilizando un cepillo, ya sea de dientes o de uñas, acompañado con un poco de pasta dentífrico, como mínimo una vez al día. De esta forma se evita la formación de sarro y tinciones en la superficie de la prótesis.
- Se debe aclarar muy bien con agua después del cepillado.
- Mientras duerme la prótesis se debe conservar en un medio húmedo, a ser posible en un vaso con agua. Puede emplear también pastillas que desinfecten la prótesis.
- Si utiliza el adhesivo o la almohadilla es imprescindible usar los comprimidos

☐ Fittydent Super Comprimidos CN 359950.4

REVISIONES

- Siempre que aparezca una molestia en las encías deberá consultar con su odontólogo.
- Las encías al pasar el tiempo sufren modificaciones que provocan desajustes de las prótesis que tendrán que ser solucionadas por su odontólogo, por tanto, es conveniente acudir al odontólogo como mínimo dos veces al año.
- Si surge algún problema no intente arreglarlo usted, acuda a su odontólogo.
- Recuerde que su prótesis es una rehabilitación compleja es importante que usted ponga de su parte y colabore hasta su completa adaptación.

8.7. COMPOSICIÓN DIENTES VIVODENT PE Y ORTHOTYP PE

SR Vivodent PE, Diente Anterior

Diseño: Cuatro capas (esmalte labial, dentina, esmalte palatino y cervical) están compuestas de materiales prácticamente idénticos.

Tipo de material: Polimetilmetacrilato (PMMA)

Composición estándar: (en peso %)

Dimetacrilato 1.0 - 4.0

Polimetilmetacrilato 95.0 - 97.0

Pigmentos 0.1 - 0.5

Catalizadores y estabilizadores 0.5

Propiedades físicas:

Resistencia de torsión DIN 13907 120 MPa

Modulo de elasticidad DIN 13907 3000 MPa

Dureza de bola ISO 2039-1 170 MPa

Resistencia al cizallamiento a ProBase Hot ISO 3336 conformes

Absorción de agua ISO 10477 26 µg/mm³

Solubilidad en agua ISO 10477 0.1 µg/mm³

Dureza vickers HV 0.5/30 interne Vorschrift 190 MPa

SR Orthotyp PE, Diente Posterior

Diseño: Cuatro capas (esmalte labial, dentina, esmalte palatino y cervical) están compuestas de materiales prácticamente idénticos.

Tipo de material: Polimetilmetacrilato (PMMA)

Composición estándar: (en peso %)

Dimetacrilato 1.0 - 4.0

Polimetilmetacrilato 95.0 - 97.0

Pigmentos 0.1 - 0.5

Catalizadores y estabilizadores 0.5

Propiedades físicas:

Resistencia de torsión DIN 13907 120 MPa

Modulo de elasticidad DIN 13907 3000 MPa

Dureza de bola ISO 2039-1 170 MPa

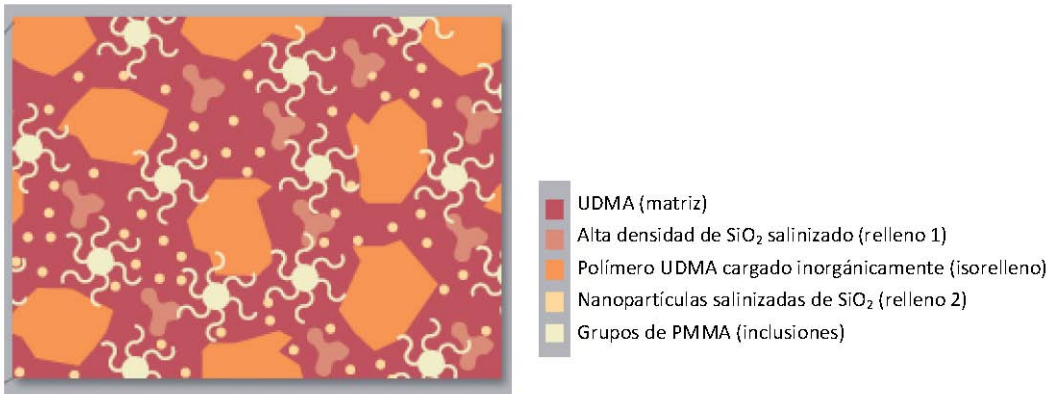
Resistencia al cizallamiento a ProBase Hot ISO 3336 conformes

Absorción de agua ISO 10477 26 µg/mm³

Solubilidad en agua ISO 10477 0.1 µg/mm³

Dureza vickers HV 0.5/30 interne Vorschrift 190 MPa

8.8. COMPOSICIÓN DIENTES PHONARES



Componente de NHC	Función
UDMA (dimetacrilato de uretano)	Matriz
Alta densidad de SiO ₂ salinizado	Relleno 1
Nanopartículas salinizadas de SiO ₂	Relleno 2
Polímero UDMA cargado inorgánicamente	Relleno 3 (Iso-relleno)
Grupos de PMMA	Inclusiones

8.9. FOTOGRAFÍAS DE SECUENCIA CLÍNICA



Impresiones con pasta cinquenólica



Detalle de las impresiones



Muestrario de colores Phonares



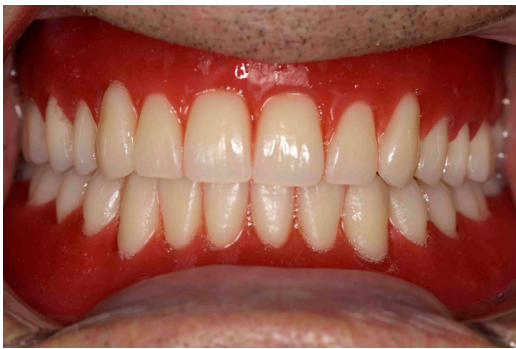
Dientes Vivodent



Dientes Phonares



Prótesis Vivodent en prueba y acabado



Prótesis Phonares en prueba y acabado

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Al-Omiri MK, Harb R, Abu Hammad OA, Lamey PJ, Lynch E, Clifford TJ. Quantification of tooth wear: conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *J Dent*. 2010 Jul;38(7):560-8.
2. American Dental Association. Glossary of Dental Clinical and Administrative Terms.
3. Bani D, Bani T, Bergamini M. Morphologic and biochemical changes of the masseter muscles induced by occlusal wear: studies in a rat model. *J Dent Res* 1999;78:1735- 44.
4. Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater* 1992;8:305-9.
5. Bowen R, Marjenhoff W, Dental composites/Glass ionomers: The materials. *J Dent Res* 6:44-49, September, 1992.
6. Casado Lompart, J.R. Tratamiento del desdentado total. Ed. Colección Prótesis Estomatológica, 1991.
7. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010 Jun;89(6):549-60. Epub 2010 Mar 18.
8. David Fernández S. Estudio experimental de Sistemas poliméricos para recubrimiento de metal en prótesis. Tesis doctoral. Director Jaime Del Río Highsmith.
9. De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 1986;65:654-8.
10. De Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 1994;22 Suppl 1:S21-7.
11. De Long R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):702-11.
12. Del Rio D. "In vivo study of the wear of a reinforced composite used to cover implant-supported frameworks" *Int journal of Prosthodont* 2009,22,358-360.
13. Diccionario de la Real Academia Española. Versión online actualizada 2011.

14. Domínguez Fresco, A. Perea Macarro, A. Cañadas Rodríguez, D. La estética en prótesis completa. Evolución histórica. Concepto actual. Quintessence (ed. Esp) Vol. 13, Num. 3, 2000. Pag. 143-147.
15. Dos Santos PH, Pavan S, Suzuki TY, Briso AL, Assunção WG, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Consani S. Effect of fluid resins on the surface roughness and topography of resin composite restorations analyzed by atomic force microscope. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011 Apr;4(3):433-9. Epub 2010 Dec 21.
16. Douglas WH, DeLong R, Pintado MR, Latta MA. Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition. *J Clin Dent* 1993;4:43-7.
17. Ekfeldt A, Karlsson S. Changes of masticatory movement characteristics after prosthodontic rehabilitation of individuals with extensive tooth wear. *Int J Prosthodont* 1996;9:539-46.
18. Ferracane JL. Resin composite-state of the art. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):29-38.
19. Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 1987;3:280-6.
20. Fisher J. Esthetics and Prohetics. An interdisciplinary consideration of the state of the Art. Quintessence Book. Germany 1999.
21. Ghazal M, Albashaireh ZS, Kern M. Wear resistance of nanofilled composite resin and feldspathic ceramic artificial teeth. *J Prosthet Dent* 2008;100:441-8.
22. Ghazal M, Steiner M, Stern M. Wear resistance of artificial denture teeth. *Int J Prosthodont*. 2008 Mar-Apr;21(2):166-8.
23. Grunert, I, Crepez, M. Prótesis completa estética, funcional e individualizada. Un concepto terapéutico global, orientado a la práctica. Quintessence. Publicación Internacional de Odontología, 2004, jun-jul; XVII (6).
24. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent*. 2009 Apr;101(4):269-78.
25. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):712-34.
26. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators-results of a round robin test. *Dent Mater* 2005;21:304-17.

27. Hirano S, May KB, Wagner WC, Hacker CH. In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1998;79:152-5.
28. International Standards Organization. ISO/TS 14569-2: 2001 (E). Dental materials– guidance on testing of wear – part 2:wear by two- and/or three body contact.Geneva: ISO; 2001. Available at: <http://webstore.ansi.org>.
29. Ivanhoe JR, Cibirka RM, Parr GR. Treating the modern complete denture patient:a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2002 Dec;88(6):631-5.
30. Jooste C, Geerts G, Adams L. Comparison of the clinical abrasion resistance of six commercially available denture teeth. *J Prosthet Dent* 1997;77:23-7.
31. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006;22:693-701.
32. Leinfelder KF, Taylor DF, Barkmeier WW, Goldberg AJ. Quantitative wear measurement of posterior composite resins. *Dent Mater* 1986;2:198–201.
33. Lindquist TJ, Ogle RE, Davis EL. Twelve month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials. *J Prosthet Dent* 1995;74:156-61.
34. Loyaga-Rendon PG, Takahashi H,Hayakawa I, Iwasaki N. Compositional characteristics and hardness of acrylic and composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 2007;98:141-9.
35. Mitchem JC, Gronas DG. The continued in vivo evaluation of the wear of restorative resins. *J Am Dent Assoc*. 1985 Dec;111(6):961-4.
36. Moffa JP, Lugassy AA. Calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale (abstract 1197). *J Dent Res* 1986;65:302.
37. Ogle RE, Davis EL. Clinical wear study of three commercially available artificial tooth materials: thirty-six month results. *J Prosthet Dent* 1998;79:145-51.
38. Ohlmann B, Rohstock K, Kugler J, Gilde H, Nat R, Dreyhaupt J, et al. Influences on clinical wear of acrylic denture teeth: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2007;20:496-8.
39. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybridcomposite. *Dent Mater*. 2009 Nov;25(11):1302-14.

40. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc.* 2000 Oct;131(10):1472-7.
41. Pound E y Murrell GA: An introduction to denture simplification Phase II. *J Prosthet Dent* .29: 598-607 1973.
42. Renne W. Chairside repair of worn or lost denture teeth using nanofilled composite resin bonded to the denture base. *J Prosthet Dent* 2010;103:129-130.
43. Rodriguez J.M, Bartlett B. The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *J Dent Mat* 2011;27:257-258.
44. Schmid-Schwap M, Rousson V, Vornwagner K, Heintze S. Wear of two artificial tooth materials in vivo: A 12-month pilot study. *Journal of prosthetic dentistry* august 2009.
45. Smith B, Wright P, Brown D. Utilización clínica de los materiales dentales Ed. Mason 1996.
46. Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater* 2006;22:243-9.
47. Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Prosthodont* 2004;13:238-43.
48. Talarico G, Morgante E. La cara y los dientes: La armonía de un conjunto. *Quintessence Técnica* (ed. esp.) Vol.16, Num.8. Oct.2005. Pag. 565-570.
49. VanDijken JW, Pallesen U. Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive. *J Dent.* 2011 an;39(1):16-25. Epub 2010 Oct 7.
50. Von Fraunhofer JA, Razavi R, Khan Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J Prosthet Dent* 1988;59:173-5.
51. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 2008;99:435-43.
52. Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *Int J Prosthodont* 2004;17:350-6.
53. Zeng J, Sato Y, Ohkubo C, Hosoi T. In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94:453-7.